

Modellierung der viskoelastischen Eigenschaften des menschlichen Hüftgelenkes

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

doctor philosophiae (Dr. phil.)

vorgelegt dem Rat

der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften

der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Hendrik Heger, M.A.

geboren am 12.08.1974 in Gera

Gutachter

1. Prof. Dr. Reinhard Blickhan
2. Prof. Dr. Veit Wank

Tag des Kolloquiums: 07.12.2007

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Struktur des Hüftgelenkes und Bewegungsbereich in der Sagittalebene	4
2.1	Gelenkflächen des Hüftgelenkes	5
2.2	Kapsel und Bandapparat des Hüftgelenkes	6
2.3	Extensions- und Flexionsmuskeln der Hüfte	7
2.4	Bewegungsbereich in der Sagittalebene	9
3	Messplatz zur Erfassung von Drehmomenten im Hüftgelenk	13
3.1	Rezension der Messplätze früherer Studien	13
3.1.1	Überblick	13
3.1.2	Einfluss von Massenträgheit und Schwerkraft	14
3.1.3	Manuell gesteuerte Apparaturen	14
3.1.4	Motorgesteuerte Apparaturen	15
3.2	Entwicklung eines eigenen Messplatzes	18
3.2.1	Aufbau der Apparatur	18
3.2.2	Messung und Signalverarbeitung kinematischer Parameter .	21
3.2.3	Messung des Drehmomentes	23
3.2.4	EMG	24
3.3	Mechanische Eigenschaften der Apparatur	25
3.4	Experimentelle Bestimmung der probandenspezifischen Trägheitsparameter	31
4	Beschreibung der viskoelastischen Eigenschaften des Hüftgelenkes	35
4.1	Linearer Modellansatz	36
4.2	Quasilineare viskoelastische Theorie	42
4.2.1	Die elastische Antwort	44

4.2.2	Die normierte Übergangsfunktion	46
4.3	Messung von Gelenkmomenten im Hüftgelenk	56
4.3.1	Einleitung	56
4.3.2	Probandengruppe und Versuchsablauf	56
4.3.3	Überprüfung der muskulären Aktivität	59
4.3.4	Reliabilität der gemessenen Moment-Zeit-Verläufe	61
4.4	Ergebnisse der Parameterbestimmung	62
4.4.1	Ablauf der Parameterberechnung	62
4.4.2	Anpassungsergebnis für einen Probanden	63
4.4.3	Normierte Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$, $h_e^N(t)$ und $h_{p_0}^N(t)$. . .	86
4.4.4	Elastische Antwort $M^e(\varphi)$	90
4.5	Diskussion	94
4.5.1	Elastische Antwort $M^e(\varphi)$	94
4.5.2	Normierte Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$, $h_e^N(t)$ und $h_{p_0}^N(t)$. .	98
4.6	Ausblick	105
5	Zusammenfassung	106
A	Berechnete Parametersätze für alle Versuchspersonen	110
A.1	Parametersätze der Funktionen $M^e(\varphi)$ und $h^N(t)$	111
A.1.1	Parameter $M^e(\varphi)$ und $h_s^N(t)$	111
A.1.2	Parameter $M^e(\varphi)$ und $h_e^N(t)$	113
A.1.3	Parameter $M^e(\varphi)$ und $h_{p_0}^N(t)$	115
B	Abkürzungen	117
	Literaturverzeichnis	118

Kapitel 1

Einleitung

Die Kenntnis der biomechanischen Eigenschaften biologischer Gewebe ist aus Sicht der Grundlagenforschung eine Voraussetzung für das Verständnis ihrer Funktion. Für die Durchführung von Analysen an biologischen Strukturen ist dieser Grund aber bei weitem nicht der einzige. Konstrukteure, die einen bionischen Ansatz verfolgen, orientieren sich bei der Realisierung technischer Geräte an Bauprinzipien der Natur. Sie sind daher entweder auf Daten aus den Analysen biologischer Strukturen angewiesen oder führen entsprechende Analysen aus der Sicht der späteren Verwertbarkeit der Erkenntnisse in technischen Lösungen selbst durch. Da eine technische Umsetzung in der Regel mit hohen Kosten verbunden ist, spielt die computergestützte Simulation auf dem Weg zum Produkt eine zentrale Rolle. Damit Ergebnisse von Analysen in Simulationen einfließen können, muss die Abbildung der gemessenen Eigenschaften prinzipiell modellorientiert erfolgen. Der Begriff Modell beinhaltet analog zu kybernetischen Systemen (Varju, 1977) eine mathematische Formulierung, die in der Lage ist, eine Eingangs-Ausgangs-Relationen zu beschreiben bzw. zu verrechnen. Diese Modelle werden vorzugsweise in Form von Differentialgleichungen formuliert. Ein solches Modell ist in der Lage, auf jede beliebige Eingangsfunktion eine Antwort zu erzeugen, interessanterweise auch solche Antworten, die man intuitiv nicht erwartet hat. Diese unerwarteten Antworten zwingen den Wissenschaftler unweigerlich über mögliche Fehler bei der Analyse der Struktur oder über die Möglichkeiten und die Grenzen seines Modells nachzudenken. Als konstruktive Konsequenz wird die Analysemethode verbessert und/oder das Modell modifiziert, um der Übereinstimmung zwischen biologischer Struktur und ihrem Abbild wieder einen Schritt näher zu kommen. Auch ohne ein technisches Produkt als Zielstellung wird auf diese Weise wechselseitig der Erkenntnisgewinn vorangetrieben und das Wissen über Bau und Funktion von Biomaterialien erweitert. Wie detailliert ein Modell

aufgebaut sein muss, hängt von der konkreten wissenschaftlichen Fragestellung ab. Hier gilt nicht automatisch je komplexer und detaillierter umso besser und genauer.

Ein interessantes Gebiet der biomechanischen Forschung ist der Aufbau von biomechanischen Modellen und Mehrkörpersystemen zur Synthese von (menschlicher) Bewegung inklusive der Bewegungssteuerung (Hatze, 1981; Günther & Ruder, 2003). Der Erfolg solcher Modelle ist maßgeblich von der Qualität der implementierten mechanischen Eigenschaften abhängig. Die teilweise hohe Komplexität und Vielschichtigkeit der Modelle verlangt vom Wissenschaftler eine zeitintensive Auseinandersetzung mit der mathematischen Struktur und ihrer meist numerischen Umsetzung am Rechner. Andere Forscher, die sich hauptsächlich für die experimentelle Analyse interessieren, unterscheiden sich in der Regel im Expertenwissen von der vorher genannten Gruppe. Ihre Kompetenzen liegen auf dem Gebiet der Messtechnik und in der Handhabung von Biomaterialien. Diese Trennung ist positiv zu bewerten, wenn beide Gruppen eine gewisse Schnittmenge wahren und die Möglichkeiten und Probleme der jeweils anderen Gruppe im Auge behalten. Im optimalen Fall ist der analysierende Wissenschaftler in der Lage, seine experimentellen Ergebnisse derart in Modellform abzubilden, dass sie als Modul zur weiteren Verwendung nicht nur für den Bereich der Simulation zur Verfügung stehen.

Unter Berücksichtigung der genannten allgemeinen Aspekte befasst sich diese Arbeit im Speziellen mit der Analyse der viskoelastischen Eigenschaften des menschlichen Hüftgelenkes für Bewegungen in der Sagittalebene. Bisher gibt es keine wissenschaftliche Untersuchung, die vor allem die Dämpfungseigenschaften des Gelenkes in zufriedenstellender Art und Weise quantifiziert, obwohl das Gelenk wichtige Aufgaben im Rahmen der menschlichen Lokomotion zu erfüllen hat. Die adäquate Beschreibung der Dämpfungseigenschaften setzt voraus, dass ein breites Spektrum an Winkelgeschwindigkeiten mit einer eigens dafür konzipierten Messapparatur realisiert werden kann. Diese Aufgabe sowie die Größe des Gelenkes stellt vor allem aufgrund des großen Massenträgheitsmomentes des zu bewegenden Beines eine messtechnische Herausforderung dar. Mit der entwickelten Apparatur sollen Gelenkmoment-Zeit-Verläufe auf der Basis von Gelenkwinkel-Zeit-Verläufen gemessen werden. Die Messergebnisse bilden wiederum die Grundlage für die Berechnung der freien Parameter eines Modells. Das Modell basiert auf der quasilinearen viskoelastischen Theorie von Fung (1972, 1993), welche in der Analyse von Biomaterialien vor allem an Gewebeproben bereits erprobt und in den vergangenen 35 Jahren oft angewendet wurde.

Ziel der Arbeit ist es, die funktionellen Aspekte und Grenzen des Modells aufzuzeigen und zu diskutieren sowie die im Modell abgebildeten viskoelastischen Eigenschaften des Hüftgelenkes über die verwendeten mathematischen Funktionen und berechneten Parameterwerte als „Modul“ zur Verfügung zu stellen. Auf dem Weg von den Messergebnissen zu den Zahlenwerten für die freien Parameter soll durch die ausführliche Besprechung und Diskussion des Modells die erstaunliche und leider negativ zu bewertende Tatsache ergründet werden, warum das Modell trotz der zahlreichen Anwendung bei der Analyse von Biomaterialien bisher in Modellen zur Synthese von Bewegung nicht zum Einsatz kam.

Kapitel 2

Struktur des Hüftgelenkes und Bewegungsbereich in der Sagittalebene

Gelenke haben die Funktion, Bewegung zu ermöglichen und gleichzeitig Kräfte zu übertragen. Tierische und menschliche Gelenke, die aus biologischen Materialien aufgebaut sind, sollen außerdem lebenslang und wartungsfrei arbeiten. Die Evolution hat als Lösung Gelenke hervorgebracht, die strukturell aus unterschiedlich spezialisierten Geweben mit jeweils an die Funktion angepassten mechanischen Eigenschaften aufgebaut sind. Ein Blick auf den Bau biologischer Gelenke lässt verschiedene Lösungen als Kompromiss zwischen Beweglichkeit und Belastbarkeit erkennen. Auf der einen Seite gibt es Gelenke mit sehr kleinem Bewegungsbereich wie das Kreuzbein-Darmbeingelenk, die ein hohes Maß an Widerstandsfähigkeit gegenüber äußeren Kräften aufweisen. Andererseits sind sehr bewegliche Gelenke wie das Schultergelenk zu finden, die dem erhöhten Risiko einer Luxation und damit der Zerstörung des Gelenkes durch die Einwirkung zu hoher Kräfte oder einer unnatürlichen Kraftwirkungsrichtung ausgesetzt sind.

Eine experimentelle Untersuchung und Beschreibung der mechanischen Eigenschaften des menschlichen Hüftgelenkes setzt die Kenntnis dessen morphologischer Strukturen voraus. Ausführliche Darstellungen zur funktionellen Anatomie menschlicher Gelenke im Allgemeinen und des Hüftgelenkes im Speziellen können der einschlägigen Literatur entnommen werden (Tittel, 2003; Kapandji, 1992; Norkin et al., 1992). In diesem Abschnitt soll der Grundaufbau des Gelenkes zusammenfassend dargestellt und hauptsächlich auf Gelenkstrukturen hingewiesen werden, die den Bewegungsbereich des Hüftgelenkes in der Sagittalebene in Extension und Flexion begrenzen und damit potenziell zur Erzeugung passiver Gelenkmomente beitragen. Mit passivem Gelenkmoment wird hier das Drehmoment

bezeichnet, welches alle gelenkbildenden Strukturen abhängig von Gelenkwinkelstellung und Bewegungsgeschwindigkeit erzeugen und damit einer Bewegung im Gelenk entgegensetzen. Das bezieht sich auch und vor allem auf die Muskulatur, die lediglich passive also keine aktiv durch Innervation hervorgerufenen Anteile zum Gelenkmoment beisteuert.

2.1 Gelenkflächen des Hüftgelenkes

Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk mit 3 Rotationsfreiheitsgraden, bei dem die Gelenkpfanne den Gelenkkopf weitestgehend umschließt. Die distale Gelenkfläche wird vom konvex gekrümmten Kopf des Femurs gebildet, der ca. zwei Drittel einer Kugeloberfläche ausfüllt und mit hyalinem Knorpel überzogen ist. Die Gelenkpfanne (Acetabulum), die sich aus den sogenannten Körpern von Darm-, Sitz- und Schambein zusammensetzt (Tittel, 2003) und nur teilweise mit einer hufeisenförmigen hyalinen Knorpelfläche ausgekleidet ist, formt die konkav gekrümmte, proximale Gelenkfläche. Der knöcherne Rand der Gelenkpfanne findet seine Fortsetzung in einem keilförmigen Faserknorpel (Labrum acetabulare), mit dessen Hilfe die Gelenkpfanne bei passender Positionierung des Oberschenkelknochens die mit Knorpel überzogene Oberfläche des Gelenkkopfes vollständig umschließt. Die knorpelfreie Fläche des Acetabulums wird als Pfannengrund (Fossa acetabuli) bezeichnet. Er ist gegenüber der knorpelüberzogenen Fläche etwas nach proximal versetzt und artikuliert dadurch nicht mit dem Femurkopf. Der vorhandene Zwischenraum wird unter anderem von einer direkt im Inneren des Gelenkes verlaufenden Bandstruktur (Lig. capitis femoris) ausgefüllt, die an einer kleinen knorpelfreien Grube (Fovea capitis) auf der Gelenkfläche des Femurkopfes ansetzt. Das Lig. capitis femoris hat weniger eine mechanische Bedeutung im Sinne einer Sicherung des Gelenkes gegen äußere Kräfte sondern mehr eine ernährungsphysiologische für die Versorgung des Knorpels mit Synovia.

Mit Blick auf die Gelenkmechanik ist die wichtigste Aufgabe des gesunden hyalinen Knorpels die Minimierung der Reibungskräfte zwischen den artikulierenden Gelenkflächen. Die gemessenen Reibungskoeffizienten sind zwar abhängig von der im Gelenk übertragenen Kraft und vom Zustand der Schmierung, aber in jedem Fall quantitativ sehr klein (Mow & Soslowky, 2004). Sie spielen bei der Erzeugung passiver Gelenkmomente praktisch keine Rolle.

2.2 Kapsel und Bandapparat des Hüftgelenkes

Die das Hüftgelenk eng umschließende Kapsel ist die kräftigste des menschlichen Körpers und trägt maßgebend zur Stabilität des Gelenkes bei. Sie hat eine hohlzylinderähnliche Form, beginnt am knöchernen Rand der Gelenkpfanne, zieht über das Labrum acetabulare, den Femurkopf sowie den Schenkelhals hinweg und endet am proximalen Ende des Femurs an der Linie zwischen kleinem und großem Rollhügel (Trochanter minor et major). Die Fibrillen der Kapsel zeigen hauptsächlich zwei Richtungen im Verlauf. Die oberflächlich liegenden Fibrillen ziehen longitudinal und die tiefer gelegenen spiralig entlang des Zylindermantels. Etwa in der Kapselmitte bilden die zirkulär verlaufenden Fibrillen einen ringförmigen Verstärkungszug (Zona orbicularis), der den Schenkelhals fest umschließt.

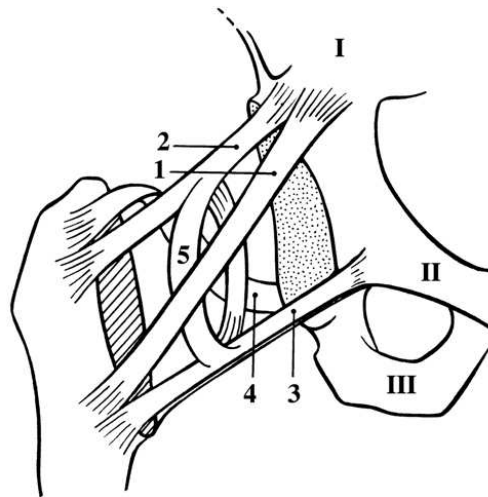


Abb. 2.1: Bänder des Hüftgelenkes: 1 vorderer und 2 oberer Teil des Lig. iliofemorale, 3 Lig. pubofemorale, 4 Lig. ischiofemorale, 5 Zona orbicularis. (I Darmbein, II Schambein, III Sitzbein, Gelenkpfanne und -kopf sind glatt abgetrennt und schraffiert bzw. gepunktet dargestellt) [modifiziert nach Tittel (2003)].

Die Kapsel wird an der Vorder- und Rückseite durch Bandstrukturen ergänzt (siehe Abb. 2.1). Anterior zieht das aus oberem und vorderem Teil bestehende Bertinische Band (Lig. iliofemorale) V-förmig vom vorderen unteren Darmbeinstachel (Spina iliaca anterior inferior) zur Zwischenrollhügellinie (Linea intertrochanterica). Ebenfalls an der Vorderseite zieht das Schambein-Schenkelband (Lig. pubofemorale) vom oberen Schambeinast zur Linea intertrochanterica. Posterior befindet sich lediglich eine Bandstruktur, das Sitzbein-Schenkelband (Lig. ischiofemorale), die ihren Ursprung am hinteren Pfannenrand hat, spiralförmig über

die rückwärtige Seite der Gelenkkapsel verläuft und an der Innenseite des Trochanter major ansetzt. Die Anordnung aller drei Bänder bedingt, dass sie bei einer Streckbewegung im Hüftgelenk gespannt und bei einer Beugung entspannt werden. Somit begrenzen die Bandstrukturen des Hüftgelenkes, insbesondere der kräftige vordere Teil des Bertinischen Bandes, durch ihren Faserverlauf maßgeblich die Streckung im Hüftgelenk. Im Gegensatz dazu limitieren Kapsel und Bandapparat die Flexionsbewegung nicht nennenswert, so dass bei starker Beugung die vordere, obere Schenkelhalsfläche an den Pfannenrand anschlagen und sich in Form eines Eindrucks im Schenkelhals bemerkbar machen kann (Kapandji, 1992).

2.3 Extensions- und Flexionsmuskeln der Hüfte

Da die Hüftbeugung weder von einem knöchernen Anschlag noch von Gelenkkapsel und Bändern eingeschränkt wird, begrenzen die passiven mechanischen Eigenschaften der hüftstreckenden Muskulatur den Bewegungsbereich. Zu den Muskeln, die im Hüftgelenk strecken, gehören der kleine, mittlere und große Gesäßmuskel (*Mm. glutei minimus, medius et maximus*), der lange Kopf des zweiköpfigen Schenkelmuskels (*M. biceps femoris caput longum*) sowie der Halb- und der Plattsehnenmuskel (*M. semitendinosus* et *M. semimembranosus*). Der große Gesäßmuskel ist der größte und kräftigste der Muskeln, die an der Streckung des Hüftgelenkes beteiligt sind. Er hat seinen Ursprung an der Darmbeinschaufelrückseite, am seitlichen Rand des Kreuz- und Steißbeines sowie an zwei Bändern im Kreuzbein-Steißbein-Bereich, zieht über den Trochanter major und inseriert mit dem unteren Drittel seiner Fasern an der Femurrückseite und den oberen beiden Dritteln im Verstärkungszug der Schenkelbinde (*Fascia lata tractus iliotibialis*). Der untere Abschnitt ist somit ein eingelenkiger Muskelteil und der obere ein zweigelenkiger, der über seinen Ansatzpunkt am Schienbein zusätzlich eine Streckung im Kniegelenk durchführt. Der mittlere und der kleine Gesäßmuskel entspringen ebenfalls an der Darmbeinschaufelrückseite und setzen am Trochanter major an. Ihre Hauptfunktion besteht in der Abduktion des Beines. Zusätzlich unterstützen sie je nach Ausgangstellung des Femurs und Aktivierung ihrer weiter vorn oder hinten gelegenen Fasern eine Beugung bzw. Streckung im Hüftgelenk. Der Halb- und Plattsehnenmuskel sowie der lange Kopf des zweiköpfigen Schenkelmuskels ziehen über zwei Gelenke und werden als ischiocrurale Muskulatur bezeichnet. Sie bewirken eine Streckung im Hüft- und eine Beugung im Kniegelenk. Alle drei Muskeln entspringen am Sitzbeinhöcker. Der zweiköpfige Schenkelmuskel zieht zum Wadenbeinköpfchen, der Halbsehnenmuskel zur medialen

Schienbeinseite und der Plattsehnenmuskel zum inneren Schienbeinknorrn. Die ischiocruralen Muskeln bestimmen in Abhängigkeit vom Kniewinkel das Ausmaß der Beugung im Hüftgelenk. Mit dem großen Schenkelanzieher (M. adductor magnus) sei noch ein Muskel genannt, der bei entsprechender Femurstellung mit der ischiocruralen Muskulatur eine Muskelschlinge bildet und ebenfalls als Strecker im Hüftgelenk agiert. Diese Streckfunktion ist möglich, weil er wie die ischiocrurale Muskulatur vom Sitzbeinhöcker entspringt und nicht wie die anderen Adduktoren vom Schambeinast. Die genannte Muskelschlinge ist für die schnelle Lokomotion des Menschen, d.h. für die Sprintbewegung von zentraler Bedeutung (Wiemann, 1991b). Aufgrund des weiter vorn gelegenen Ursprungs bewirken alle anderen Adduktoren neben ihrer Hauptfunktion abhängig von der Position des Femurs in der Sagittalebene eine Beugung oder Streckung.

Zu den Muskeln, die im Hüftgelenk beugen, gehören der große und kleine Lendenmuskel (M. psoas), der Darmbeinmuskel (M. iliacus), der gerade Schenkelmuskel (M. rectus femoris), der Schneidermuskel (M. sartorius) und der Schenkelbindenspanner (M. tensor fasciae latae). Der Lendenmuskel nimmt seinen Ursprung von den Wirbelkörpern des zwölften Brust- und ersten bis vierten Lendenwirbels sowie von den Querfortsätzen aller Lendenwirbel und zieht gemeinsam mit dem Darmbeinmuskel, der an der inneren Fläche der Darmbeinschaukel beginnt, zum kleinen Rollhügel. Aufgrund der gemeinsamen Ansatzsehne werden beide Muskeln zum Lenden-Darmbeinmuskel zusammengefasst und bilden den kräftigsten Hüftbeuger, dessen Hauptaufgabe es ist, das Bein beim Gehen, Laufen und Springen aus dem gedehnten Zustand des Muskels nach vorn oben zu bringen (Tittel, 2003). Inwieweit der Lenden-Darmbeinmuskel bei der Streckung des Hüftgelenkes bereits so weit gedehnt wird, dass er ein passives Moment zur Begrenzung des Bewegungsbereiches erzeugt, ist nicht geklärt. Der gerade Schenkelmuskel, der Schneidermuskel und der Schenkelbindenspanner sind zweigelenkige Muskeln, die neben der Hüftbewegung auch die Bewegung im Kniegelenk beeinflussen. Der gerade Schenkelmuskel entspringt am vorderen unteren Darmbeinstachel, setzt mit Hilfe der Patellasehne an der vorderen Schienbeinkante an und bewirkt eine Streckung im Kniegelenk. Das bedeutet gleichzeitig, dass die Stellung des Kniegelenkes die Muskellänge des geraden Schenkelmuskels deutlich variiert, wodurch mit zunehmender Kniebeugung das Ausmaß der Hüftstreckung entscheidend beeinflusst wird. Schneidermuskel und Schenkelbindenspanner haben ihren Ursprung am vorderen oberen Darmbeinstachel. Der Schneidermuskel inseriert an der medialen Seite des Schienbeines und beugt im Kniegelenk. Der Schenkelbindenspanner zieht über den Verstärkungszug der Schenkelbinde zum lateralen

Rand des Schienbeines und unterstützt die Streckung im Kniegelenk. Der Einfluss beider Muskeln auf den Bewegungsbereich im Hüftgelenk ist gering und unabhängig von der Kniewinkelposition. Kapsel-Band-Apparat und Muskulatur ergänzen sich gegenseitig bei der passiven Begrenzung des Bewegungsbereiches im Hüftgelenk. „So steht den Beugemuskeln bei ihrer Dehnung der vordere Teil des Lig. iliofemorale zur Verfügung, der beim Anschlag jede weitere Streckung hemmt. Ein solches Sicherungsband fehlt den Streckern. Sie sind dafür stärker als die Beuger und halten das Becken fest beim Vornüberbeugen (Benninghoff & Goerttler, 1985, S. 358).“

2.4 Bewegungsbereich in der Sagittalebene

Vor der Vermessung des Bewegungsbereiches im Hüftgelenk ist eine Referenzposition (die 0°-Winkelstellung des Gelenkes) festzulegen. Bei gestrecktem Kniegelenk bildet die Verbindungslinie vom Zentrum des Hüftgelenkkopfes zum Sprunggelenk die Beinachse. Als Referenz- bzw. Neutralnullstellung des Hüftgelenkes wird die Stellung definiert, bei der im aufrechten Stand die Linie der Gewichtskraft bzw. die Schnittgerade von Frontal- und Sagittalebene durch das Zentrum des Gelenkkopfes mit der Beinachse übereinstimmt (Kapandji, 1992). Diese Definition stimmt mit der in Greene & Heckman (1994) in der horizontalen Rückenlage gegebenen 0°-Ausgangsstellung überein. Es wird ein aktiver und passiver Bewegungsbereich (ROM = range of motion) unterschieden. Die Gelenkstellungen, die durch Muskelkontraktion erreicht werden können, beschreiben den aktiven ROM. Die durch die Wirkung äußerer Kräfte erreichten Gelenkwinkel kennzeichnen den passiven ROM. Anhand dieser Definition ist es problematisch, den passiven ROM eindeutig zu vermessen. Im allgemeinen gilt, je größer die äußere Kraft, desto größer die erreichte Winkelstellung. Natürlich ist bei der Bestimmung des ROM eine Luxation und Schädigung des Gelenkes auszuschließen und der Erhalt der Funktionsfähigkeit nach Erreichen der passiven Bewegungsgrenze vorauszusetzen. Im einfachsten und häufigsten Fall wird für die Winkelmessung ein einfaches mechanisches Goniometer mit auf volle Grad begrenzter Messgenauigkeit verwendet. Aufwendiger ist der Einsatz von Potentiometern sowie Bild- oder Videoanalysemethoden. Die reproduzierbare Messung des ROM spielt vor allem im klinischen Bereich bei der Einschätzung pathologischer Einschränkungen der Bewegung eine wichtige Rolle. Entsprechend finden sich in der medizinischen und physiotherapeutischen Literatur Richtlinien, um die Messmethoden zumindest qualitativ zu standardisieren (The committee for the study of joint motion, 1965; Greene &

Heckman, 1994; Norkin & White, 1985). Spezielle Hinweise betreffen die Körperposition des Probanden, die Kniewinkelstellung und die Lage des gegenüberliegenden Beines (The committee for the study of joint motion, 1965; Greene & Heckman, 1994), Handgriffe des Operators zur Fixierung des Probanden und das Gefühl des Widerstandes bei der Annäherung an die Bewegungsgrenze. Norkin & White (1985) unterscheiden zwischen einem weichen, straffen und harten Gefühl des Gelenkanschlages. Ein steifer knöcherner Anschlag wie bei der Extension des Ellenbogens ist einfacher einzuschätzen als ein weicher durch passiv gedehnte Muskulatur verursachter Anschlag, der sowohl bei der Flexion als auch bei der Extension im Hüftgelenk auftritt. Die Subjektivität des Operators beeinflusst die Beurteilung eines weichen Gelenkanschlages und führt zu einer Erhöhung des Messfehlers. Zudem kann durch ungenügende Fixierung des Probanden die Muskulatur bei der Annäherung an die Bewegungsgrenze eine Veränderung der Beckenstellung verursachen, die durch ausgleichende Bewegungen im Bereich der Wirbelsäule überdeckt wird und die genaue Winkelmessung erschwert. So bewirkt die Dehnung des Lenden-Darmbein-Muskels und des geraden Schenkelmuskels bei der Hüftstreckung eine Zunahme der Lordose im Bereich der Lendenwirbelsäule und die Dehnung der ischiocruralen Muskulatur bei der Beugung im Hüftgelenk über die Beckenkipfung eine Abnahme der Lordose (Kapandji, 1992). Beispielsweise geben Kendall & McCreary (2001) im Rahmen der Muskelfunktionsdiagnostik als durchschnittlich normalen Hüftbeugewinkel bei gestrecktem Knie 80° an, der sich aus 70° Femurwinkel und 10° Beckenkipfung zusammensetzt. Diese Einschätzung unterstreicht, dass bei der Annäherung an die Bewegungsgrenze Bewegungen in der Lendenwirbelsäule kaum zu vermeiden sind und bei der klinischen Untersuchung in Kauf genommen werden. Ungenauigkeiten entstehen des Weiteren durch die Abschätzung der Lage der momentanen Drehachse des Gelenkes anhand palpierbarer anatomischer Merkmale (Greene & Heckman, 1994) und selbst durch viskoelastische Effekte, die durch die zeitliche Abfolge der ausgeführten Bewegungen hervorgerufen werden (Aalto et al., 2005). Aufgrund der Vielzahl der Fehlerquellen, die bei der Evaluierung des Bewegungsbereiches eine Rolle spielen können, ist die Überprüfung der Zuverlässigkeit von Messergebnissen in Abhängigkeit von Messmethode, Messgerät und Operator Thema zahlreicher Studien (Aalto et al., 2005; Bierma-Zeinstra et al., 1998; Croft et al., 1996; Ekstrand et al., 1982; Gajdosik & Bohannon, 1987).

Um die viskoelastischen Eigenschaften des gesunden menschlichen Hüftgelenkes über einen möglichst weiten Bewegungsbereich zu erfassen, ist die Kenntnis des normalen passiven ROM Erwachsener von Bedeutung. In Tab. 2.1 sind Resul-

tate einiger Studien aufgeführt, die sich mit der Evaluierung des passiven ROM im Rahmen verschiedener Fragestellungen beschäftigten und als Orientierung für den in einer experimentellen Untersuchung zu berücksichtigenden passiven ROM von Nutzen sind. Die Angaben beziehen sich überwiegend auf Mittelwerte, die für größere Probandengruppen berechnet wurden. Die der Hüftwinkelmessung zugrundeliegende fixe Kniewinkelposition ist unter KW angegeben. Aus Gründen der Übersichtlichkeit ist die Standardabweichung nicht aufgeführt. Es soll lediglich erwähnt werden, dass sie in der Mehrzahl der Studien über 10° beträgt. Dieser Wert und der Vergleich der Mittelwerte zwischen den Studien spiegelt deutlich sowohl die interindividuelle Heterogenität als auch die Schwierigkeit wider, die weichen Gelenkanschlüsse im Hüftgelenk und damit die passiven Bewegungsgrenzen eindeutig zu detektieren. Eine Vermessung des Bewegungsbereiches im Hüftgelenk

Tab. 2.1: Überblick über den in verschiedenen Studien gemessenen passiven Bewegungsbereich (ROM) im Hüftgelenk. HüStre: maximaler Winkel der passiven Hüftstreckung (negativ ausgehend von der Referenzposition gemessen). HüBeug: maximaler Winkel der passiven Hüftbeugung (positiv ausgehend von der Referenzposition gemessen). KW: Kniewinkelposition, in der die Hüftwinkelmessung durchgeführt wurde. AAOS: nach „The committee for the study of joint motion (1965)“ definierte Körperposition während der Vermessung. gebeugt: keine konkrete Angabe des Kniewinkels in Grad vorhanden.

Autor	HüStre (KW)	HüBeug (KW)
AAOS (1965)	-28° (AAOS)	113° (AAOS)
Aalto et al. (2005)	$\approx -10^\circ$ (gebeugt)	$\approx 100^\circ$ (0°)
Boone & Azen (1979)	-12° (AAOS)	121° (AAOS)
Hoppenfeld (1992)	-30° (0°)	120° ($> 120^\circ$)
Kapandji (1992)	-30° ($\approx 120^\circ$)	$> 120^\circ$ (0°) $> 140^\circ$ ($> 120^\circ$)
Kendall & McCreary (2001)	-10° (0°)	120° (gebeugt) 80° (0°)
Roaas & Andersson (1982)	-10° (AAOS)	120° (AAOS)
Roach & Miles (1991)	-19° (AAOS)	121° (AAOS)
Svenningsen et al. (1989)	-23° (AAOS)	137° (AAOS)

unter systematischer Variation des Kniewinkels wurde in allen in Tab. 2.1 durchgeführten Studien nicht vorgenommen. Da aber sowohl Hüftstreckung als auch Hüftbeugung, wie bereits in den vorangegangenen Abschnitten erwähnt, für bestimmte Kniewinkelbereiche von der über Knie- und Hüftgelenk ziehenden zweigelenkigen Muskulatur beeinflusst werden, ist die Einführung des Kniewinkels als zweite Variable notwendig. Als Ausgangspunkt einer zweidimensionalen Darstellung dient ein Rechteck, dessen Ausmaß jeweils vom maximalen Extensions- und

Flexionswinkel in Knie- und Hüftgelenk bestimmt wird (siehe Abb. 2.2). Aufgrund der begrenzenden Wirkung des geraden Schenkelmuskels und der ischiocruralen Muskeln sind bestimmte Hüft-Knie-Winkel-Kombinationen, die von den Geraden durch die Punkte 2 und 3 sowie 5 und 6 vom Rechteck abgetrennt werden, nicht erreichbar. Das entstandene Sechseck kennzeichnet in einfacher Weise unter Beachtung der gegenseitigen Abhängigkeit beider Winkelstellungen den Bewegungsbereich in Knie- und Hüftgelenk (Kuno et al., 1998; Nonaka et al., 2002). In der Studie von Nonaka et al. (2002) wurde durch Vermessung durchschnittlicher Probanden verschiedenen Alters und ohne pathologische Einschränkungen die Änderung der Lage der markanten Punkte 1 bis 6 mit zunehmendem Lebensalter untersucht. Die wesentlichen Ergebnisse zeigen, dass die Fläche des Sechsecks mit fortschreitendem Alter kleiner wird wobei die Anstiege der Geraden durch die Punkte 2 und 3 sowie 5 und 6 annähernd unverändert bleiben. Die Frage, inwieweit spezielle körperliche Tätigkeit und Aktivität wie Sport treiben im Allgemeinen oder Dehnungstraining im Besonderen die Lage der Punkte des Sechsecks verschiebt, bleibt dabei unberührt. In den folgenden Abschnitten soll das Sechseckmodell der Abb. 2.2 dazu verwendet werden, die im dargestellten Bereich des Sechsecks in den folgenden Abschnitten untersuchten Teilbereiche zu skizzieren.

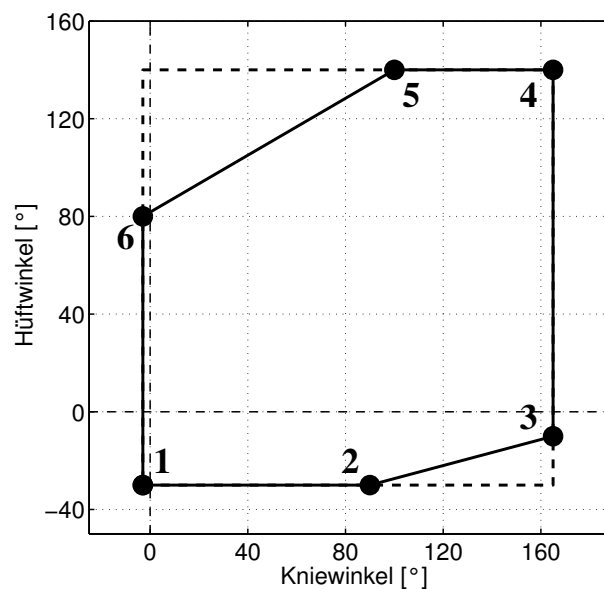


Abb. 2.2: Sechseckmodell mit Eckpunkten 1-6 des Bewegungsbereiches im Knie- und Hüftgelenk (Nonaka et al., 2002). 1: Maximum der Streckung in Knie- und Hüftgelenk. 2: Maximum der Kniebeugung während maximaler Hüftstreckung. 3: Maximum der Hüftstreckung während maximaler Kniebeugung. 4: Maximum der Beugung in Knie- und Hüftgelenk. 5: Maximum der Kniestreckung während maximaler Hüftbeugung. 6: Maximum der Hüftbeugung während maximaler Kniestreckung.

Kapitel 3

Messplatz zur Erfassung von Drehmomenten im Hüftgelenk

3.1 Rezension der Messplätze früherer Studien

3.1.1 Überblick

In vielen Fachbereichen ist die Kenntnis von Materialeigenschaften von der Grundlagenforschung bis hin zur klinischen Anwendung von Bedeutung. Daher beschäftigen sich verschiedenste Wissenschaftszweige sowohl im mikroskopischen wie im makroskopischen Bereich mit der experimentellen Erforschung von Materialeigenschaften und der Entwicklung von Apparaturen zur Messung von Kraft-Weg-, Moment-Winkel- oder Spannungs-Dehnungs-Kennlinien. Um die Fülle an makroskopischen Studien wenigstens grob zu kategorisieren, kann zwischen Untersuchungen an isolierten Gewebeproben bestehend aus Knochen, Knorpel, Sehnen, Muskeln, Blutgefäßen oder aus Geweben innerer Organe (Fung, 1993; Martin et al., 1998; Mow, 2004), Versuche an lebenden, narkotisierten Tieren (Taylor et al., 1990) und Experimenten mit menschlichen Probanden, bei denen die Funktionsfähigkeit aller Strukturen über die Untersuchung hinaus erhalten bleiben muss, unterschieden werden. Die experimentelle Bestimmung passiv viskoelastischer Eigenschaften menschlicher Gelenke *in vivo* stellt je nach Größe und Bau des Gelenkes spezifische Anforderungen an den Messplatz. Wenn viskoelastisches Verhalten zu erwarten ist, gilt im Allgemeinen, dass von der Versuchsanordnung entweder die Kinematik vorgegeben werden muss, wenn Kraft bzw. Drehmoment gemessen werden, oder *vice versa*. Unter diesem Aspekt wurden in der Vergangenheit bereits Apparaturen für Experimente an Fingergelenken (Wright & Johns, 1960, 1961; Esteki & Mansour, 1996), am Ellenbogen (Hayes & Hatze, 1977; Kodek & Munih, 2003), an der Schulter (Kodek & Munih, 2003), am Fußgelenk (Gottlieb & Agarwal, 1978; Hunter & Kearney, 1982; Weiss et al., 1986; Toft

et al., 1989; Riener & Edrich, 1999; McNair et al., 2001), am Kniegelenk (Mansour & Audu, 1986; McFaul & Lamontagne, 1998; Riener & Edrich, 1999) und am Hüftgelenk (Yoon & Mansour, 1982; Vrahas et al., 1990; Wiemann, 1991a; Riener & Edrich, 1999; Halbertsma et al., 2001; Schönthaler & Ohlendorf, 2002) entwickelt.

3.1.2 Einfluss von Massenträgheit und Schwerkraft

Beim Vergleich der Versuchsanordnungen zeigte sich, dass für distal gelegene Gelenke wegen der geringeren Trägheit und Größe des angrenzenden Segmentes in der Regel kleinere Apparaturen notwendig sind als für proximal gelegene. Das Massenträgheitsmoment großer, schwerer Segmente wie das des Beines ist im Allgemeinen nicht vernachlässigbar und trägt in Beschleunigungsabschnitten, die in der experimentellen Praxis unvermeidlich auftreten, signifikant zum gemessenen Gesamtmoment bei. Die kinematische Führung des schweren Körpersegmentes erfordert eine solide und steife Aufhängung, die ebenfalls ein konstruktionsbedingt relativ großes Massenträgheitsmoment mit sich bringt. Es ist daher notwendig, den Beitrag des insgesamt wirksamen Trägheitsmomentes zum Messsignal durch geschickte Platzierung der Kraftsensoren zu minimieren oder mit kleinstmöglichem Fehler abzuschätzen. Auf diesen Sachverhalt wird in den folgenden Abschnitten 3.1.3 und 3.1.4 detaillierter eingegangen.

Abhängig von der Lage der Bewegungsebene zur Wirkungsrichtung der Gravitation können Schwerkraftmomente auftreten. Schwerkraftmomente sind genauso wie Momente aufgrund der Massenträgheit bei der Analyse viskoelastischer Eigenschaften unerwünscht. Im Gegensatz zur Massenträgheit lässt sich die Schwerkraft durch geschickten Einsatz von Gegengewichten (Wiemann, 1991a) oder durch die Positionierung der Bewegungsebene senkrecht zur Gewichtskraft von vornherein aus dem Messsignal ausschließen. Der zuletzt genannte Ansatz ist als Mittel der Wahl anzusehen, da in einer nachträglichen Abschätzung des Schwerkraftmomentes und dessen Subtraktion aus dem gemessenen Moment-Zeit-Verlauf vermeidbare Fehlerquellen liegen (Klee & Wiemann, 2000).

3.1.3 Manuell gesteuerte Apparaturen

Bei einfachen, weniger komplexen Versuchsanordnungen zur Messung passiver Gelenkmomente in Flexions- und Extensionsrichtung im Hüftgelenk gibt der Operator die Bewegung per Hand vor. Die Kinematik wird mit einem Elektrogoniometer oder -potentiometer und die Dynamik unter Verwendung von Dehnungsmessstreifen erfasst (Yoon & Mansour, 1982; Wiemann, 1991a; Riener &

Edrich, 1999). Der Vorteil der manuellen Führung einer Bewegung liegt darin, dass mit wenig Aufwand und in kurzer Zeit bereits verwertbare Messergebnisse erzielt werden. Da die als Sollwert vorgegebene Bewegungsgeschwindigkeit selbst von einem geschickten Operator und bei Verwendung technischer Hilfsmittel zur Kontrolle der Geschwindigkeit nur näherungsweise eingehalten werden kann, entstehen zwangsläufig unregelmäßige Beschleunigungsabschnitte, die aufgrund des Massenträgheitsmomentes des Beines einen prozentual gewichtigen Anteil am registrierten Gesamtmoment liefern und sich schwer vom viskoelastischen Momentanteil separieren lassen. Als eine Möglichkeit der Kompensation kann eine sehr niedrige, „quasistatische“ Geschwindigkeit gewählt werden, die annähernd vernachlässigbare, weil kurze und im Betrag kleine Beschleunigungen zur Folge hat. Eine Analyse der viskosen Anteile ist bei dieser Vorgehensweise nicht mehr möglich, da hierfür Daten über einen größeren Geschwindigkeitsbereich bzw. Frequenzbereich im Rahmen zyklischer Bewegungen erhoben werden müssen. Wenn bei einer langsamen zyklischen Bewegung beispielsweise von der Neutralnullstellung des Gelenkes zur Grenze des ROM und zurück im Moment-Winkel-Verlauf keine oder vernachlässigbar kleine Hysteresen auftreten, wird von den viskosen Elementen des Gelenksystems keine oder sehr wenig Energie absorbiert. Angenommen ein einfaches rheologisches Modell in Form eines Kelvinkörpers (Fung, 1993), bei dem eine Feder parallel zu einem Maxwellkörper (Fung, 1993) angeordnet wurde, beschreibt das zu Grunde liegende biologische System. Dann wäre in diesem Fall die Bewegungsgeschwindigkeit tatsächlich klein genug, um denjenigen elastischen Teil des Systems zu charakterisieren, der nach vollständiger Relaxation des seriell gekoppelten Feder-Dämpfer-Anteiles das gemessene Gelenkmoment erzeugt. Experimente zeigen allerdings, dass praktisch durchführbare Bewegungsgeschwindigkeiten, obwohl sie vom Operator als ausreichend langsam eingestuft werden, trotzdem deutlich sichtbare Hysteresen hervorrufen. Entsprechend können viskose Effekte nicht anhand der Vorgabe einer einzelnen „quasistatischen“ Geschwindigkeit von elastischen Effekten getrennt werden und sind bei der Berechnung freier Parameter innerhalb einer Anpassung mathematischer Funktionen an die Messwerte gemeinsam beispielsweise bei der Festlegung einer mittleren Elastizität (Riener & Edrich, 1999) oder als getrennter Parametersatz für Hin- und Rückweg (Yoon & Mansour, 1982) zu berücksichtigen.

3.1.4 Motorgesteuerte Apparaturen

Für eine präzisere Vorgabe der Kinematik ist eine maschinelle Kontrolle der Gelenkbewegung notwendig. Im einfachsten Fall kann ein kommerzieller Isokinet

verwendet werden, der je nach Fragestellung mit zusätzlicher Messtechnik ergänzt wird (Magnusson et al., 1995). In komplexeren Versuchsanordnungen werden regelbare Motoren in speziell angefertigte Konstruktionen integriert. Für Messungen am Hüftgelenk des Menschen gibt es bereits einige wenige Einzelanfertigungen, die sich im Aufbau unterscheiden (Vrahas et al., 1990; Schönthaler & Ohlendorf, 2002; Halbertsma et al., 2001). In den drei genannten Studien wurde ebenfalls die Bewegung des Beines im Hüftgelenk in der sagittalen Ebene untersucht. Vrahas et al. (1990) benutzten eine MTS-Maschine (Material Testing System), deren Translationsbewegung über einen Seilzug in eine Rotation umgelenkt wurde. Die Führung der Beinbewegung übernahm ein Hebelarm, der die Möglichkeit bot, das Kniegelenk in einer frei wählbaren, während der Bewegung konstanten Winkelstellung zu arretieren. Der Hebel wurde an einer Achse befestigt, die in einem Gestell drehbar gelagert war, so dass die Apparatur am Ende einen Rotationsfreiheitsgrad besaß. Die Drehachse verlief parallel zur Wirkungsrichtung der Gewichtskraft. Die Versuchsperson musste dementsprechend während der Messung auf der kontralateralen Seite liegen. Durch diese Lage der Bewegungsebene enthielt das Messsignal, wie bereits oben erwähnt, keine Schwerkräftmomente. Als Messgeräte verwendeten Vrahas et al. (1990) ein Potentiometer für die Winkelmessung und einen Dehnungsmessstreifen, um Gelenkmomente zu registrieren. Das Potentiometer wurde direkt auf die Drehachse montiert und der Dehnungsmessstreifen zwischen dem Kolben der MTS-Maschine und dem Seilzug befestigt. Die Maschine war grundsätzlich in der Lage, hohe Bewegungsgeschwindigkeiten zu erzeugen. Aber die gewählte Form der Bewegungskopplung per Seilzug und die Position des Kraftsensors relativ weit weg vom Hüftgelenk wirkten sich nachteilig auf die Qualität des Messsignals aus. Als Eingangsfunktionen wurden zyklische Bewegungen mit jeweils konstanter Winkelgeschwindigkeit vorgegeben, wodurch über große Winkelbereiche kein Drehmoment aufgrund der Massenträgheit des Beines zu berücksichtigen war. Allerdings werden, um eine zyklische Bewegung zu gewährleisten, zum Zeitpunkt der Umkehr der Bewegungsrichtung je nach Dauer des Beschleunigungsabschnittes und Größe der Geschwindigkeitsänderung betragsmäßig hohe Beschleunigungen notwendig, was gleichzeitig eine abrupte Zunahme der durch den Seilzug übertragenen Kraft erforderte. Daraus resultierten niederfrequente Schwingungen des Seiles, die aufgrund der direkten Verbindung zum Messgerät als Artefakte deutlich sichtbar waren und nach Aussage der Autoren das Messsignal ab einer Geschwindigkeit größer $50^\circ/\text{s}$ unbrauchbar machten. Ein weiteres Problem stellte die nicht reibungsfrei gelagerte Drehachse dar, die bereits bei der Bewegung des Hebels ohne befestigtes Bein in Abhängigkeit von

der Bewegungsrichtung ein konstantes Drehmoment im Moment-Winkel-Verlauf erzeugte. Wegen der genannten Schwierigkeiten konnten Vrahas et al. (1990) als Ergebnis ihrer Messungen keine geschlossenen Hysteresen präsentieren, wobei der Winkelbereich unbrauchbarer Abschnitte mit zunehmender Geschwindigkeit zunahm. Als Konsequenz blieb die Qualität der Messergebnisse sicherlich hinter den Erwartungen der Autoren zurück. Dennoch ist gerade der methodische Teil der Arbeit von Interesse, da er exemplarisch eine Reihe von Schwierigkeiten bei der Entwicklung einer Versuchsanordnung für motorgesteuerte Experimente an großen Gelenken veranschaulicht. Die Versuchsanordnungen, die in den Studien von Schönthaler & Ohlendorf (2002) und Halbertsma et al. (2001) zum Einsatz kamen, generierten ebenfalls lineare Winkel-Zeit-Verläufe. Die Wirkung der Massenträgheit des Beines auf das Messsignal wurde von Anfang an durch die Beschränkung auf niedrige Bewegungsgeschwindigkeiten minimiert. In diesem Fall ist der Beitrag des Massenträgheitsmomentes zum Gesamtmoment bei Vorgabe einer ebenfalls im Betrag geringen Beschleunigung vernachlässigbar klein. Die Versuchspersonen wurden auf dem Rücken liegend vermessen, so dass die Wirkungsrichtung der Schwerkraft vollständig in der Bewegungsebene lag und das Schwerkraftmoment später aus dem Kraftsignal entfernt werden musste. Momente aufgrund von Reibung innerhalb der Apparatur wurden in beiden Studien nicht erwähnt.

Schönthaler & Ohlendorf (2002) verwendeten zur Erzeugung der Bewegung einen Motor, der von einem optischen Encoder geregelt wurde, und zur Bestimmung des Gelenkwinkels einen zweiten Encoder. Beide Messgeräte wurden auf die Drehachse durch das Hüftgelenk montiert. Die Übertragung des vom Motor erzeugten Momentes wurde über Antriebsketten und Zahnräder realisiert, wobei der Dehnungsmessstreifen zur Registrierung des Kraftsignals in die Antriebskette integriert war. Die Umsetzung der Kraftübertragung vom Motor auf die Gelenkachse ähnelt in dieser Hinsicht dem Aufbau von Vrahas et al. (1990) und sollte potenziell Artefakte durch Schwingungen der Ketten im Kraftsignal erwarten lassen, zumal die Position des Kraftsensors ebenfalls relativ weit weg vom Gelenk gewählt worden war und mehrere mechanische Übertragungsglieder dazwischen lagen. Der geringe ansteuerbare Geschwindigkeitsbereich von $0.1^\circ/\text{s}$ bis $8^\circ/\text{s}$ und die gleichzeitig große Masse der kraftübertragenden Teile sind wahrscheinlich dafür verantwortlich, dass die Wirkung der realisierten Beschleunigung vernachlässigbar war und nicht weiter von den Autoren diskutiert wurde.

Eine bessere Lösung zur Positionierung der Kraftsensoren ist bei Halbertsma et al. (2001) zu finden, die den Dehnungsmessstreifen direkt zwischen Bein und

der Aufhängung des Beines platzierten. Die Kraft, die das Bein bei konstanter Geschwindigkeit von $3^\circ/\text{s}$ in Beugerichtung hob, wurde nach Bestimmung der Distanz zwischen der Drehachse im Hüftgelenk und dem Aufhängungspunkt des Beines in ein passives Gelenkmoment umgerechnet. Die Ergebnisse sind somit einem studienübergreifenden Vergleich zugänglich. Diese Umrechnung von gemessener Kraft in Moment fehlt in der Arbeit von Schönthaler & Ohlendorf (2002). Entsprechend ist ein quantitativer Vergleich mit anderen Untersuchungsergebnissen bezüglich gemessener Gelenkmomente nicht möglich.

3.2 Entwicklung eines eigenen Messplatzes

Beim Aufbau einer Apparatur zur Bestimmung viskoelastischer Eigenschaften des menschlichen Hüftgelenkes konnten Erfahrungen der bereits genannten Studien zum Teil berücksichtigt und in die Planung einbezogen werden.

3.2.1 Aufbau der Apparatur

Die primäre Aufgabe der Apparatur war die genaue Vorgabe von Gelenkwinkel-Zeit-Verläufen über einen möglichst großen Bereich von Winkelgeschwindigkeiten bei paralleler Messung des Gelenkmomentes. Zur Erzeugung der Bewegung diente ein AC-Servomotor mit aufgesetztem Getriebe (Modell SK69K, Getriebeübersetzung 12:1, Eduard Bautz GmbH, Weiterstadt), der mittels digitalem Servoregler (Typ SCE906 mit Optionskarte OCE950, Eduard Bautz GmbH, Weiterstadt) gesteuert wurde. Eine ergänzend eingebaute Optionskarte bot die Möglichkeit der frei programmierbaren Positioniersteuerung. Die Programme zur Vorgabe der Bewegung wurden mit Hilfe der Programmiersprache ServoBasicTM entwickelt. Ein grafisches Softwarepaket (Pacific Scientific 950IDE), das auf einem PC installiert war, stellte die Entwicklungsumgebung zur Verfügung. ServoBasicTM ist eine leicht zu erlernende Programmiersprache, die auf GW-Basic aufbaut. Zu den üblichen Standardbefehlen kommen speziell vordefinierte Parameter und Befehle für die Programmierung der Bewegung. Die Programme wurden auf dem PC kompiliert und über eine serielle RS-232-Schnittstelle an die Steuereinheit übermittelt, die umgehend die Bewegung einleitete und ausführte.

Der Motor wurde in einem modifizierten Bohrständler höhenverstellbar aufgehängt. Die Achsrichtung der Antriebswelle verlief kollinear zur Wirkungsrichtung der Gewichtskraft und wurde bei der Positionierung des Probanden mit der Drehachse im Hüftgelenk in Übereinstimmung gebracht. Auf die Motorwelle wurden eine elektromagnetische Polreibungskupplung (Typ KEVO 20-50, Stromag Des-

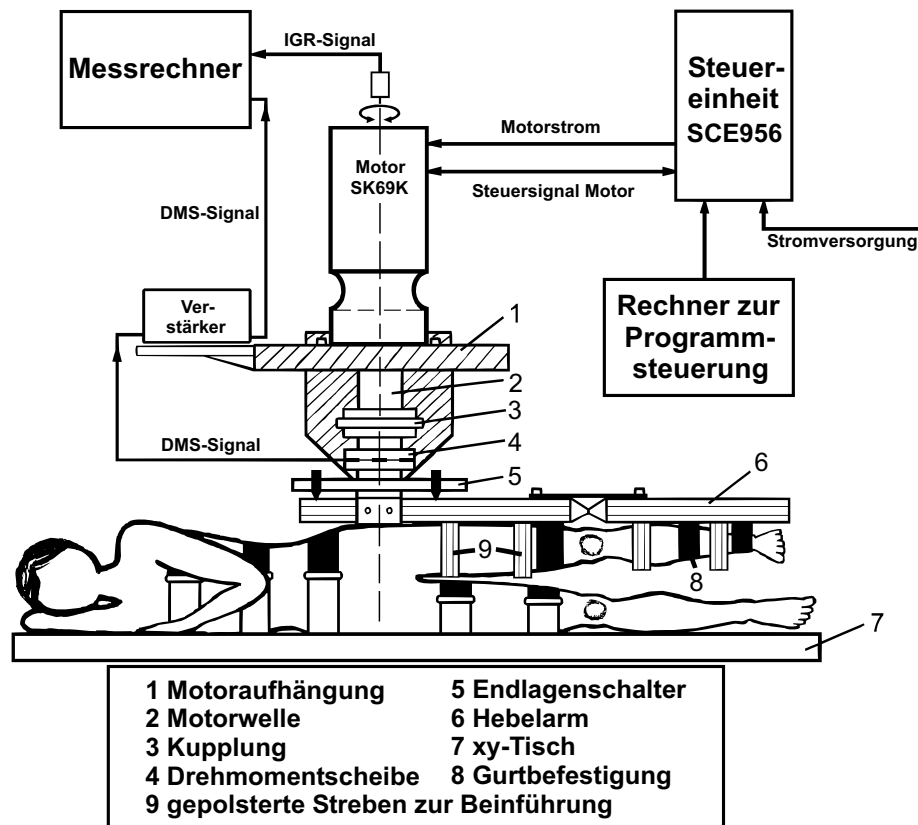


Abb. 3.1: Schematische Darstellung des Aufbaus der Apparatur

sau GmbH) und eine Referenz-Drehmomentmessscheibe (TB1A/ 500 Nm, Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) zur Erfassung des Gelenkmomentes aufgesetzt. Am Ende der Drehachse wurde ein senkrecht zur Achse angeordneter Hebelarm aus 50x50 mm² Profilaluminium befestigt, an welchem das Bein des Probanden festgeschnallt wurde (vgl. Abb. 3.1).

Der Hebelarm gliederte sich in zwei mit einem Scharnier verbundene Teile, an denen jeweils Ober- und Unterschenkel befestigt waren. Mit Hilfe des in Kniehöhe gelegenen Scharnieres konnte der Kniewinkel zwischen 0° und 90° vor Beginn der Bewegung im Hüftgelenk fixiert werden. Der Abstand zwischen den Drehachsen im Hüft- und Kniegelenk war verstellbar und wurde entsprechend der Bein-anatomie des Probanden angepasst. Mehrere 5 cm breite, mit Klettverschlüssen versehene Gurte hielten das Bein gegen die Schwerkraft am Hebel. Die Führung des Beines in Bewegungsrichtung übernahmen acht am Hebel befestigte, abwärts gerichtete, ca. 20-25 cm lange und gepolsterte Streben aus 30x30 mm² Profilaluminium, die an Beinvorder- und Beinrückseite anliegend montiert und deren Positionen individuell an die Form des Beines der Versuchsperson angepasst wur-



Abb. 3.2: Ansicht der Apparatur ohne Steuer- und Messrechner

den. Das Fußgelenk blieb in Neutralstellung und ein weiterer Gurt sicherte den Fuß gegen schwerkraftbedingtes Herabhängen.

Der Proband lag auf der kontralateralen Seite auf einem in der horizontalen Ebene verstellbaren und mit einer Schaumstoffauflage versehenen xy-Tisch. Mit Hilfe von Gurten und gepolsterten Streben, die mit dem xy-Tisch fest verschraubbar waren, wurde die Lage des Oberkörpers und des nicht bewegten Oberschenkels der Versuchsperson für die Dauer des Experimentes in der bereits oben definierten 0° -Stellung des Hüftgelenkes arretiert. Der Unterschenkel lag mit 20° - 30° -gebeugtem Kniegelenk auf dem xy-Tisch. Die leichte Beugstellung des Knies erlaubte es dem Probanden, deutlich länger ohne unangenehmes Druckgefühl auf der Körperseite zu liegen als mit gestrecktem Kniegelenk (Abb. 3.1).

Aus Gründen der Sicherheit wurde eine elektromagnetische Kupplung in die Apparatur integriert (Abb. 3.3). Die Kupplung gewährleistete, dass das Bein nach manuellem Drücken eines Tasters durch den Probanden oder durch Auslösen eines Endlagenschalters in Abhängigkeit von der Winkelposition des Hebelarmes augenblicklich vom Motor entkoppelt wurde. Der Einbau der Kupplung war notwendig, weil die relativ lange Reaktionszeit des Motors bei einer Notausschaltung ein zu hohes Risiko darstellte.

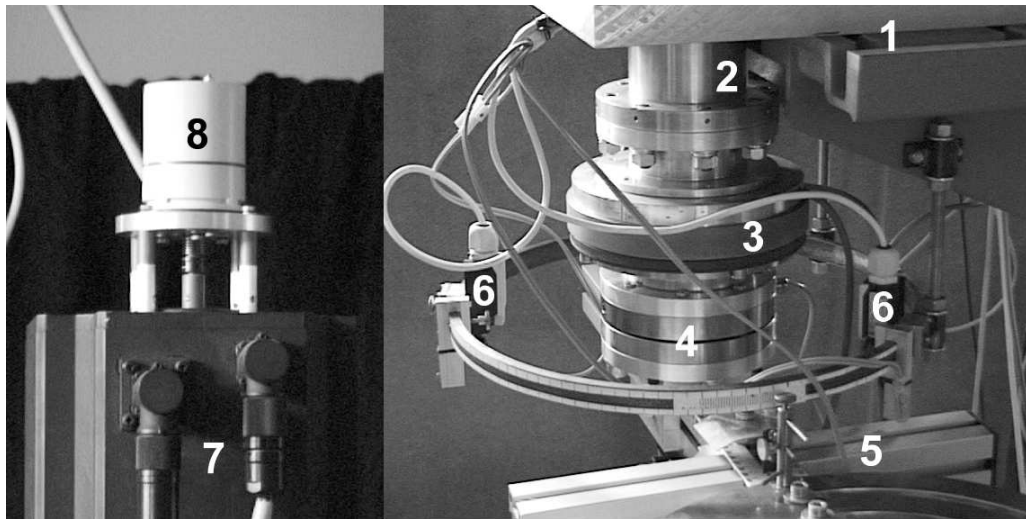


Abb. 3.3: Detailansicht der Messgeräte: 1 Motoraufhängung, 2 Motorwelle, 3 Kupplung, 4 Referenz-Drehmomentscheibe, 5 Hebelarm, 6 Endlagenschalter, 7 Motor, 8 IGR

3.2.2 Messung und Signalverarbeitung kinematischer Parameter

Die Steuereinheit des Motors regelte in Abhängigkeit vom äußeren Widerstand den Motorstrom, um die vorgegebene Bewegung exakt einzuhalten. Um die Güte der Regelung zu beurteilen, gab die Steuereinheit über die Optionskarte ein analoges Signal zur Kontrolle des tatsächlich gefahrenen Weges aus. Die Qualität des Signals war leider mangelhaft und als Weginformation nicht zu verwenden. So musste zusätzlich ein externes, von der Regelstrecke des Motors unabhängiges Messgerät zur Erfassung der Kinematik installiert werden. Da die Antriebswelle durch den gesamten Motor hindurchreichte und nach Entfernen einer Abdeckplatte am Motorgehäuse leicht zugänglich war, konnte auf das obere Ende der Antriebswelle ein rotatorischer Inkrementalgeber (IGR, 2000 Impulse/Umdrehung, Carl Zeiss Jena) montiert werden. Der IGR lieferte als kinematisches Messsignal die Winkelgeschwindigkeit in Form von Impulsen pro Zeiteinheit. Die Position des IGR „vor“ dem Getriebe erhöhte die Auflösung um das 12fache. Eine weitere Vervierfachung wurde durch Ausnutzung der Gegentaktschaltung des IGR unter Verwendung zusätzlicher Hardware erreicht. Daraus resultierte eine Signalauflösung von 96000 Impulsen pro Umdrehung, die im Winkelbereich einer festen Schrittweite von 0.00375° ($6.545 \cdot 10^{-5}$ rad) pro Impuls entsprach. Abhängig von der voreingestellten Abtastfrequenz errechnete sich das Inkrement der Winkelgeschwindigkeit, das beispielsweise bei einer maximalen Abtastfrequenz von 1 kHz $3.75^\circ/\text{s}$ (0.06545 rad/s) ergab. Durch die definierte Schrittweite im Winkelbereich hatte eine Verlängerung des Zeitintervalls der Signalabtastung eine Verkleinerung

des Inkrementes der Winkelgeschwindigkeit zur Folge. Das Messsignal des IGR wurde zum Zähler einer PC-Multilab Karte (PCL-711, 12 bit, 1 kHz, 8 analoge Eingänge, Eingangsspannung ± 5 V, Advantech Co.) weitergeleitet und abschließend aufgezeichnet. Die PC-Multilab Karte wurde über ein an der FSU Jena mit Turbo Pascal entwickeltes Messprogramm (Wank, 1996) konfiguriert.

Das Messergebnis des IGR konnte partiell mit Hilfe der Steuereinheit des Motors überprüft werden. Durch Abfrage bestimmter vordefinierter Variablen während des Ablaufes der ServoBasicTM-Programme konnten diskrete Motor- und damit Winkelpositionen unabhängig vom IGR ausgelesen werden. Nach Beseitigung von Artefakten im IGR-Signal und anschließender Integration betrug die Abweichung bei Vergleich beider Werte im Mittel weniger als 0.25%.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde bei allen durchgeführten Versuchen die Kinematik mit Hilfe vordefinierter ServoBasicTM-Variablen in Form von konstanten Werten für den Winkelbereich, die Winkelgeschwindigkeit und die Winkelbeschleunigung gegeben. Die Steuereinheit des Motors erzeugte anhand dieser Werte automatisch die zur Realisierung der Bewegung notwendigen Zeitverläufe.

Dem in Abb. 3.4a exemplarisch dargestellten Winkelgeschwindigkeits-Zeit-Verlauf lag eine Winkelgeschwindigkeit von $30^\circ/\text{s}$ und eine Winkelbeschleunigung von $200^\circ/\text{s}^2$ zu Grunde. Dabei wurde ein Winkelbereich von 85° in den Grenzen von 70° Beugung bis -15° Streckung zweimal durchfahren. Wenn die Sollgeschwindigkeit zwischen zwei Vielfachen der Schrittweite lag, ergaben sich für hohe Abtastfrequenzen in den Abschnitten konstanter Geschwindigkeit zwangsläufig größere Schwankungen um ein Geschwindigkeitsinkrement. Auch wenn die Sollgeschwindigkeit wie in Abb. 3.4a exakt durch ein Vielfaches des Inkrementes abgebildet werden konnte, zeigten sich Fluktuationen um je ein Inkrement nach oben oder unten zum Beispiel im positiven Wertebereich bei einer Schrittweite von $3.75^\circ/\text{s}$ auf $26.25^\circ/\text{s}$ und $33.75^\circ/\text{s}$.

Der Winkel-Zeit-Verlauf wurde unter Verwendung der Trapezregel aus dem gemessenen Geschwindigkeits-Zeit-Verlauf integriert. Aufgrund des großen Inkrementes im Wertebereich war die Berechnung des Winkelbeschleunigungs-Zeit-Verlaufes durch numerisches Differenzieren der Geschwindigkeitsrohdaten nicht möglich. Da die Charakteristik des Winkelbeschleunigungs-Zeit-Verlaufes bekannt war, mussten lediglich die Zeitpunkte des instantanen Anstieges der Winkelbeschleunigung auf einen bekannten konstanten Wert sowie der Abfall zurück auf Null aus dem Winkelgeschwindigkeits-Zeit-Verlauf bestimmt werden. Mit Hilfe dieser markanten Zeitpunkte wurde der Winkelbeschleunigungs-Zeit-Verlauf reproduziert (Abb. 3.4c).

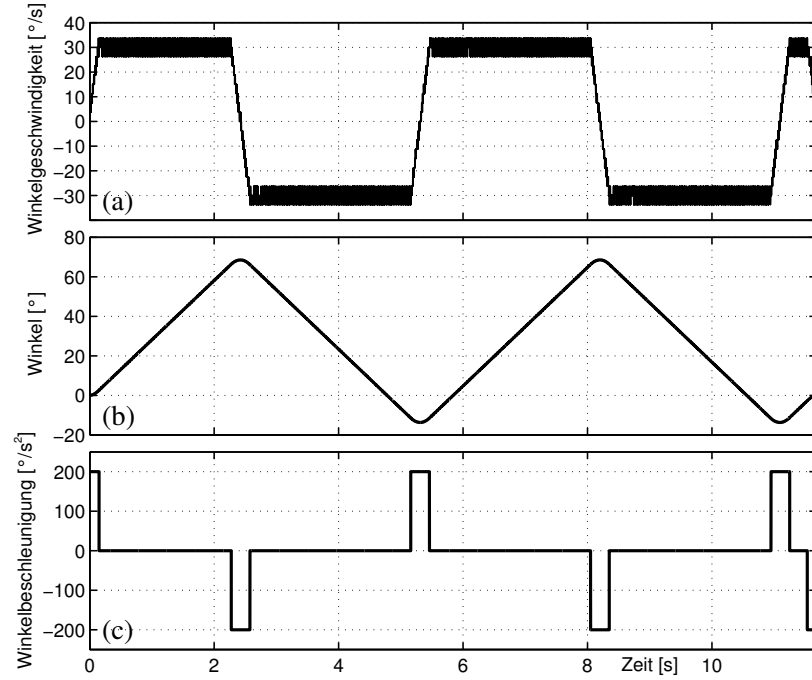


Abb. 3.4: gemessener Winkelgeschwindigkeits-Zeit-Verlauf (a), daraus berechneter Winkel-Zeit-Verlauf (b) und reproduzierter Winkelbeschleunigungs-Zeit-Verlauf (c).

3.2.3 Messung des Drehmomentes

Die Referenz-Drehmomentmessscheibe arbeitete auf der Basis von DMS, die zu einer Vollbrücke verschaltet waren. Zur Spannungsversorgung der Messbrücke und zum Ableiten des Messsignals wurde ein Verstärker vom Typ ME10 (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt) verwendet, der gemeinsam mit passender Anschlussplatte AP01 und Digitalanzeiger DA12 in einem MGA-Gehäuse integriert war. Das Spannungssignal wurde vom Ausgang der Anschlussplatte zur A/D-Wandlung an einen analogen Eingang der PC-Multilab Karte geleitet. Zur Einstellung der Empfindlichkeit des Verstärkers wurden Tests mit kräftigen Probanden durchgeführt. Ziel war es, das zu erwartende maximale Gelenkmoment abzuschätzen und damit ein Überschreiten des eingestellten Spannungsbereiches während der Experimente zu vermeiden. Hierfür wurden einerseits die Grenzen des ROM angesteuert und andererseits aktiv durch Muskelkontraktion erzeugte Momente vermessen. Aktiv erzeugte Momente wurden später im Rahmen des Versuchsprotokolls zur Bewertung elektromyographischer Daten aufgezeichnet. Nach Festlegung des maximalen Momentes wurde die Referenz-Drehmomentmessscheibe mit exakt vorgegebener Kraft, die in definiertem Abstand des Kraftangriffspunktes vom Drehzentrum eingeleitet wurde, kalibriert. Durch die Kalibrierung wurde gleichzeitig die Linearität des Messgerätes über-

prüft. Als Ergebnis der Kalibrierung wurde dem Spannungsbereich von ± 5 V ein Drehmomentbereich von ± 306.38 Nm zugeordnet. Bei einer Auflösung der PC-Multilab Karte von 12 bit ergab sich eine Messgenauigkeit für das Drehmoment von 0.1496 Nm.

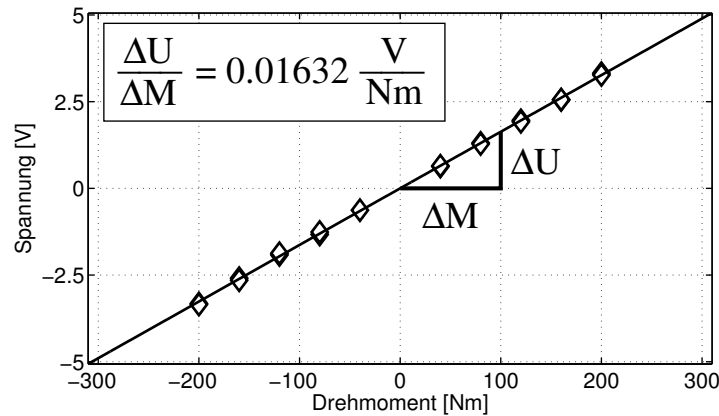


Abb. 3.5: Kalibrierung der Referenz-Drehmomentmessscheibe anhand definierter Drehmomente M , die die Spannungen U (Diamanten) zur Berechnung der Eichgeraden (Linie) erzeugten. (links oben: Anstieg der Eichgeraden)

3.2.4 EMG

Für bestimmte Kniewinkelpositionen war zu erwarten, dass die Dehnung der Muskulatur den ROM begrenzt. Um über den Bewegungsbereich und vor allem bei der Annäherung an die Bewegungsgrenze willkürliche und/oder reflexbedingte Aktivität der gedehnten Muskeln zu identifizieren, wurde ein Oberflächen-EMG (Biovision Wehrheim, 8 Kanäle, 1000fache Signalverstärkung, Spannungsbereich ± 5 V) eingesetzt. Neben Verstärker und Hardware zur Spannungsversorgung enthielt die Elektronik des EMG keine Bauelemente zur analogen Filterung der Signalspannung. Entsprechend wurde nachträglich eine Bandpassfilterung per Software durchgeführt. Nach Bestimmung der Elektrodenposition über dem Muskelbauch anhand der Beschreibung von Delagi & Perotto (1989) wurden die Elektroden (Ambu, Blue Sensor NF-50-K/W) in bipolarer Ableittechnik aufgeklebt, wobei die Referenz über der Kniescheibe lag. Abhängig vom Versuchsprotokoll wurden an der Oberschenkelrückseite die Potenziale des langen Kopfes des zweiköpfigen Schenkelmuskels und des Halbsehnenmuskels sowie an der Oberschenkelvorderseite die Aktivität des geraden Schenkelmuskels erfasst und über die analogen Eingänge der PC-Multilab Karte aufgezeichnet.

Bei der Überprüfung der Qualität des EMG-Signals ergab sich das Problem, dass der eingeschaltete Motor elektromagnetische Störungen verursachte, die erstens

den Frequenzbereich des EMGs überlagerten und zweitens über 50% der Amplitude einer maximal willkürlichen Kontraktion (MVC) erreichten. Versuche, Motor- und EMG-Signal durch zusätzliche Schirmung voneinander zu trennen, führten zu keiner Verbesserung der Qualität des EMG-Signals. Da bei der Ansteuerung des ROM weniger als 50% der Aktivität einer MVC zu erwarten war, konnte in letzter Konsequenz kein verwertbares EMG aufgezeichnet werden, wenn der Motor die Beinbewegung vorgab. Zur Kompensation wurde ein ca. 0.8 m langes und 0.03 m dickes Stahlrohr über eine Schraubverbindung oberhalb der Referenz-Drehmomentmessscheibe abnehmbar an der Drehachse befestigt. Mit Hilfe dieses zusätzlichen Hebels konnte die Bewegung im Hüftgelenk bei ausgeschaltetem Motor manuell vom Operator vorgegeben werden. Unter diesen Voraussetzung konnte ein normales EMG-Signal mit gewöhnlichem Grundrauschen aufgezeichnet werden. D.h. das Signal beinhaltete keine vom Motor verursachten Artefakte. Um ein aussagekräftiges EMG-Signal zu erhalten, wurde abhängig vom Ablaufprotokoll vor oder nach einer motorgeführten Bewegung die programmierte Kinematik manuell kopiert.

3.3 Mechanische Eigenschaften der Apparatur

Nach Fertigstellung der Apparatur und vor der Messung von Gelenkmomenten wurden die mechanischen Eigenschaften des Messplatzes überprüft. Der Moment-Zeit-Verlauf in Abb. 3.6a, dem die Kinematik aus Abb. 3.4 zu Grunde lag, veranschaulicht die Eigenschaften des Messplatzes. Der Hebelarm zur Aufhängung des Beines hatte eine Masse von 15 kg und eine Länge von 1.40 m. Der Schwerpunkt des Hebels lag in Höhe des Scharniergelenkes zur Justierung des Kniewinkels. Das Massenträgheitsmoment des Hebels bezüglich seines Schwerpunktes um eine Drehachse parallel zur Motorwelle betrug ca. 2 kgm^2 . Der Abstand zwischen beiden Achsen variierte in Abhängigkeit von der Größe des Probanden zwischen 0.4 m und 0.48 m. Daraus ergab sich ein Massenträgheitsmoment des Hebels um die Motorwelle von $4.95 \pm 0.55 \text{ kgm}^2$. Um das in der bisherigen Betrachtung fehlende Trägheitsmoment des Beines bei der Analyse der Appatureigenschaften zu berücksichtigen und gleichzeitig die viskoelastischen Eigenschaften des Hüftgelenkes auszuschließen, wurde das Trägheitsmoment für eine 1.90 m große und 85 kg schwere Person anhand definierter Längen- und Umfangsparameter des Beines, die in die nichtlinearen Regressionsgleichungen von Zatsiorsky (2002) zur Abschätzung der Massenträgheitseigenschaften des menschlichen Körpers eingehen, berechnet. Eine 10 kg schwere Scheibe mit ei-

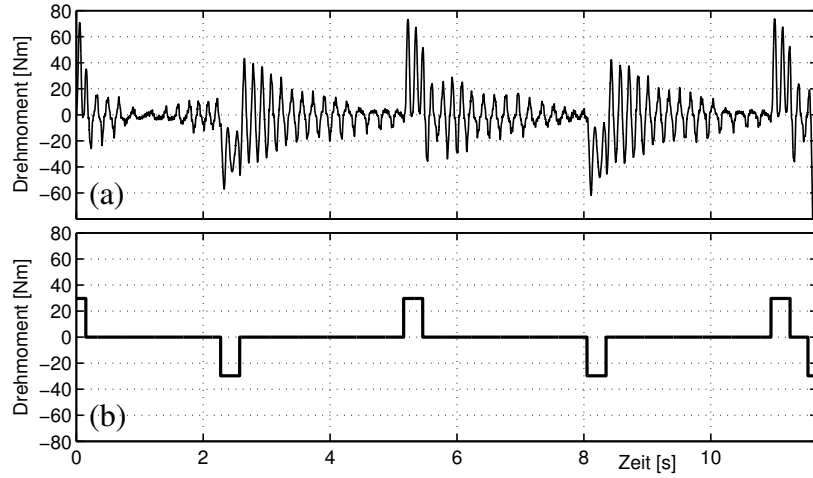


Abb. 3.6: gemessener Drehmoment-Zeit-Verlauf (a), mit Hilfe des Winkelbeschleunigungs-Zeit-Verlaufes der Drehachse (Abb. 3.4c) und des abgeschätzten Massenträgheitsmomentes berechneter Drehmoment-Zeit-Verlauf (b)

nem Durchmesser von 0.28 m, die im Abstand von 0.6 m von der Motorwelle auf dem Hebelarm befestigt wurde, ersetzte das Trägheitsmoment des Beines von $\approx 3.6 \text{ kgm}^2$. Dementsprechend wurde bei der in Abb. 3.6 dargestellten Bewegung in der Summe ein Trägheitsmoment von 8.6 kgm^2 bewegt. Um eine Winkelbeschleunigung von $200^\circ/\text{s}^2$ (3.4907 rad/s^2) zu erzeugen, war entsprechend ein Drehmoment von $\approx 30 \text{ Nm}$ notwendig. Abb. 3.6b veranschaulicht den mit Hilfe des Massenträgheitsmomentes und des Winkelbeschleunigungs-Zeit-Verlaufes berechneten Drehmoment-Zeit-Verlauf.

Die direkte Subtraktion des rechteckpulsförmigen Verlaufes (Abb. 3.7a und Abb. 3.6b) vom gemessenen Drehmoment (Abb. 3.6a), um die Schwingungseigenschaften des Hebelarmes vom winkelbeschleunigungsabhängigen Momentanteil zu isolieren, brachte kein gutes Ergebnis, weil daraus Sprünge im Moment-Zeit-Verlauf resultierten (Abb. 3.7c). Diese Sprünge spiegeln hochfrequente Signalanteile wider, die erst durch den Datenverarbeitungsprozess hinzugefügt wurden und vermuten ließen, dass das Drehmoment aufgrund der Massenträgheit die Schwingungen der Apparatur nicht einfach additiv überlagerte, sondern zuvor einer Tiefpass-Filterung unterlag. Die Eingangs-Ausgangsrelation zwischen Winkelbeschleunigung und Drehmoment im Bereich der Pulsabschnitte glich annähernd der Antwort eines linearen Systems 2. Ordnung mit der Übertragungsfunktion

$$H(s) = \frac{\widehat{M}(s)}{\alpha(s)} = \frac{J}{a_2 s^2 + a_1 s + 1}. \quad (3.1)$$

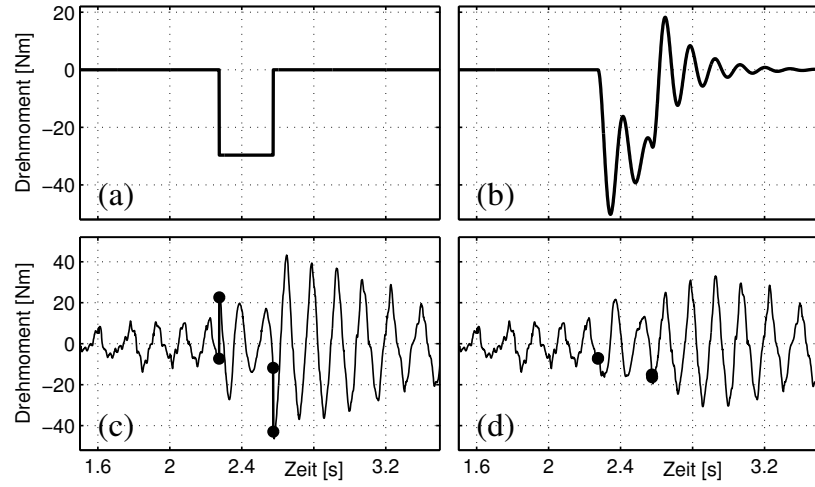


Abb. 3.7: aus Abb. 3.6 exemplarisch gewählter Zeitabschnitt (1.5-3.5 s): (a) Rechteckpuls berechnet aus Massenträgheitsmoment und Winkelbeschleunigung. (b) Antwort des linearen Systems in Gleichung 3.1 auf den Rechteckpuls aus (a) nach Berechnung von a_1 und a_2 (hier $a_1 = 5.4 \cdot 10^{-3} \text{ s}$, $a_2 = 4.8 \cdot 10^{-4} \text{ s}^2$). (c) sichtbare Sprünge nach der Subtraktion des ungefilterten Rechteckpulses vom gemessenen Moment-Zeit-Verlauf (dicke Linien zw. den Punkten). (d) Verschwinden der Sprünge nach Subtraktion des gefilterten Pulses (fast deckungsgleiche Punkte ohne Linien).

$\widehat{M}(s)$ und $\alpha(s)$ stellen jeweils die Laplacetransformierte von Drehmoment und Winkelbeschleunigung ($\alpha(t) = \ddot{\varphi}(t)$) dar, J das Massenträgheitsmoment, a_1 und a_2 zwei Parameter, die mit Hilfe nichtlinearer Anpassung aus der Eingangs-Ausgangsbeziehung zu bestimmen waren, und s die Laplacevariable. Im Fall $a_1 = a_2 = 0$ ergibt sich der bereits bekannte rechteckpulsförmige Moment-Zeit-Verlauf aus Abb. 3.6b. Die Unterdrückung der hochfrequenten Anteile des Beschleunigungspulses ließ nach der Subtraktion der Antwort des Systems in Gleichung 3.1 vom gemessenen Moment-Zeit-Verlauf die zuvor beschriebenen Sprünge verschwinden (Abb. 3.7d) und führte damit zu einem besseren Ergebnis bei der Abtrennung der Massenträgheitseigenschaften vom gemessenen Moment-Zeit-Verlauf.

Neben den Massenträgheitseigenschaften wurde das Schwingungsverhalten der Beinaufhängung untersucht, welches durch die Abmessungen und der Steifigkeit des Hebelarmes sowie durch die große bewegte Masse verursacht wurde. Die Schwingungen wurden durch die Beschleunigungen angeregt, die zu Beginn und am Ende einer Bewegung sowie während der Bewegungsumkehr im Bereich der Maxima des ROM wirksam waren. Hinzu kam, dass in den Bereichen konstanter Geschwindigkeit die bestehenden Schwingungen nicht abklangen, sondern durch die Mechanik von Motor und/oder Getriebe unregelmäßig aufrechterhalten wurden. Entsprechend zeigte der Moment-Zeit-Verlauf Schwingungen über

den gesamten Zeitraum der Bewegung (Abb. 3.8a). Die Steifigkeit des Hebelarmes musste groß genug sein, damit die Schwingungsfrequenz des Hebels von der Zyklusfrequenz der vorgegebenen Kinematik eindeutig getrennt werden konnte. Um diese Frage zu beantworten, wurde eine Frequenzanalyse des um das massenträgheitsabhängige Drehmoment reduzierten Moment-Zeit-Verlaufes durchgeführt und mit dem Frequenzspektrum der Bewegungszyklen verglichen. Das Ergebnis (Abb. 3.8b) der Frequenzanalyse des Drehmoment-Zeit-Verlaufes zeigte hohe Amplituden im Bereich zwischen 5 Hz und 10 Hz. Wenn das Bein anstelle der 10 kg-Scheibe in die Analyse einbezogen wurde, ergab sich die gleiche Charakteristik im Frequenzspektrum mit dem einzigen Unterschied, dass die weichere Kopplung zwischen Bein und Hebel eine zusätzliche Dämpfung und damit schneller abklingende Amplituden zur Folge hatte.

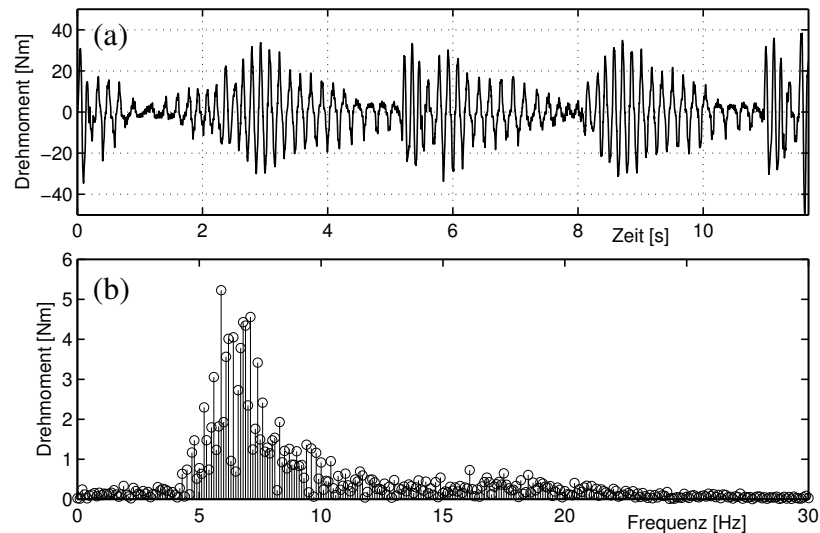


Abb. 3.8: (a) um das Antwortmoment (Abb. 3.7b) des Systems in Gleichung 3.1 reduzierter Moment-Zeit-Verlauf. (b) Frequenzanalyse des Zeitverlaufes in (a). Im Wertebereich sind die Amplituden der im Definitionsbereich angegebenen Frequenzen dargestellt.

In den Experimenten mit Versuchspersonen begrenzten nicht die technischen Kennwerte des Motors die Wahl der konstanten Parameter für Winkelbereich, Geschwindigkeit und Beschleunigung. Aus psychologischen Gründen konnte ab einer Geschwindigkeit von ca. $100^\circ/\text{s}$ nicht mehr gewährleistet werden, dass der Proband völlig entspannt und ohne muskuläre Aktivität der erzwungenen Bewegung folgte, weil der Motor die vollständige Kontrolle über die Bewegungsausführung hatte. Die Wahl der Winkelbeschleunigung unterlag den gleichen subjektiven Kriterien. Der Proband empfand die Bewegungsumkehr bei zu hoher Winkelbeschleunigung als unangenehm harten Anschlag, der den Druck des Beines

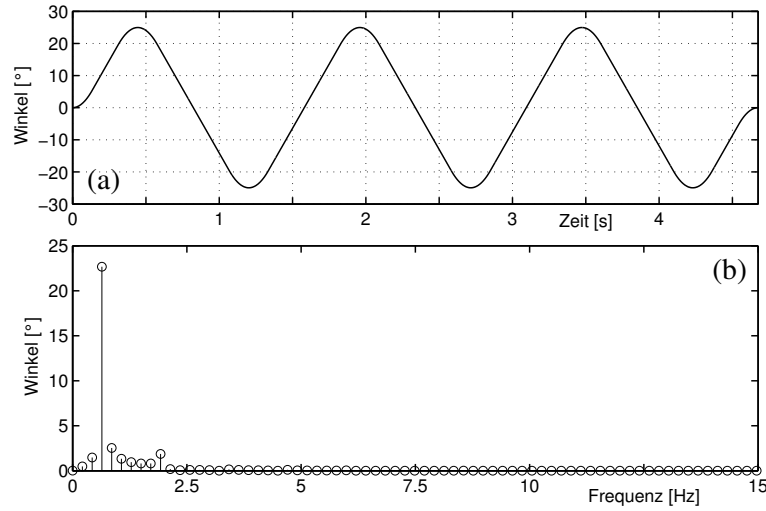


Abb. 3.9: (a) mit den Parametern 25° Beugung, -25° Streckung, $80^\circ/\text{s}$ Winkelgeschwindigkeit und $600^\circ/\text{s}^2$ Winkelbeschleunigung vordefinierter Winkel-Zeit-Verlauf für 3 Bewegungszyklen. (b) Frequenzanalyse des Zeitverlaufes in (a): Im Wertebereich sind die Amplituden der Schwingungen mit den im Definitionsbereich angegebenen Frequenzen dargestellt.

gegen die Streben zur Bewegungsführung kurzzeitig schmerzhaft erhöhen konnte. Im Hinblick auf die körperliche und geistige Entspannung des Probanden als wichtige Voraussetzung zur Vermeidung von Muskelaktivität waren Schmerzen unbedingt auszuschließen. In separaten Versuchen mit dem Ziel, die Grenzwerte der kinematischen Parameter zu bestimmen, wurde die subjektive Toleranzgrenze verschiedener Probanden bezüglich maximaler Bewegungsgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung getestet. Als Ergebnis wurde eine obere Grenze für die Winkelbeschleunigung von $600^\circ/\text{s}^2$ festgelegt. Diese Winkelbeschleunigung wurde von keinem Probanden als unangenehm empfunden und hatte keinen negativen Einfluss auf die Entspannung. Realisierbare Bewegungsgeschwindigkeiten lagen zwischen $1^\circ/\text{s}$ und $80^\circ/\text{s}$. In Abb. 3.9a wurden exemplarisch mit Hilfe der oberen Grenzen für Winkelgeschwindigkeit und Winkelbeschleunigung drei Bewegungszyklen erzeugt, die einen Winkelbereich von 50° in den Grenzen von $\pm 25^\circ$ durchliefen. Ein Zyklus beschrieb eine geschlossene Bewegung, die an der 0° -Winkelstellung (siehe Abschn. 2.4) oder der Nullmomentstellung φ_0 des Hüftgelenkes begann, einen vorgegebenen Beugewinkel ansteuerte, weiter in Gegenrichtung einen definierten Streckwinkel erreichte und abschließend zur Startposition zurückkehrte. Die Nullmomentstellung φ_0 bezeichnete die Gleichgewichtsposition des Gelenkes, in der sich bei nichtaktivierter Muskulatur und unter Ausschluss der Schwerkraft Flexions- und Extensionsmomente der Antagonisten ausglich.

Sie war abhängig von der Kniewinkelposition und experimentell leicht zu ermitteln, indem der Operator das am Hebel befestigte und vom Motor entkoppelte Bein nach Einleitung einer Pendelbewegung in der Sagittalebene gedämpft ausschlagen ließ. Für den Vergleich der vorgegebenen Kinematik mit den Schwingungseigenschaften der Apparatur wurde eine Frequenzanalyse des in Abb. 3.9a dargestellten Winkel-Zeit-Verlaufes durchgeführt. Der Winkel-Zeit-Verlauf kann stellvertretend für den Moment-Zeit-Verlauf als Grundlage der Analyse verwendet werden, wenn sich das Gelenk nicht zu stark nichtlinear elastisch verhält und die Dämpfung näherungsweise linear erfolgt. In diesem Fall beeinflusst die Elastizität des Gelenkes lediglich die Höhe der Amplituden im Frequenzbereich und die Viskosität erzeugt eine Phasenverschiebung des Moment-Zeit-Verlaufes bezüglich des Winkel-Zeit-Verlaufes. Ansonsten bleibt die Charakteristik des Signals gleich. Das Ergebnis der Fourieranalyse ist in Abb. 3.9b dargestellt. Die hohen Amplituden lagen deutlich unterhalb von 2 Hz. Eine Vergrößerung des Winkelbereiches bei Vorgabe gleicher Geschwindigkeits- und Beschleunigungsparameter bewirkte eine Verschiebung hin zu kleineren Frequenzen. Das bedeutete, dass sich der Frequenzbereich der Schwingungen des Hebelarmes und der Frequenzbereich der Bewegungszyklen unabhängig von der Wahl der Bewegungsgeschwindigkeit innerhalb des festgelegten Bereiches nicht überschneiden. Entsprechend konnten mit Hilfe eines Tiefpasses die Amplituden der Eigenschwingungen der Apparatur unterdrückt werden, ohne das von den viskoelastischen Eigenschaften des Hüftgelenkes erzeugte Gelenkmoment zu beeinflussen. Da die 1:1 Übertragung der Amplituden der durchgelassenen Signalanteile im Vordergrund stand und die Steilheit der Flanke im Bereich der Grenzfrequenz unkritisch war, wurde ein Butterworth-Tiefpassfilter 4. Ordnung mit einer Grenzfrequenz von 2 Hz zur Filterung des reduzierten Moment-Zeit-Verlaufes benutzt. Filterordnung und Grenzfrequenz blieben für alle Probanden gleich.

Abschließend waren die Reibungseigenschaften des Messplatzes zu überprüfen. Reibung innerhalb der Apparatur äußerte sich durch eine Verschiebung der Nulllinie in Abhängigkeit vom Vorzeichen der Geschwindigkeit in positive oder negative Richtung (vgl. Vrahas et al. (1990)). Eine Frequenzanalyse des Geschwindigkeits-Zeit-Verlaufes in Abb. 3.4a, der dem Moment-Zeit-Verlauf in Abb. 3.8a zu Grunde lag, ergab eine Grundfrequenz von ≈ 0.17 Hz und exponentiell abnehmend Amplituden auf ungeradzahligen Vielfachen der Grundfrequenz, die bei vorhandener Reibung ebenfalls im Moment-Zeit-Verlauf hätten enthalten sein müssen. Die Amplituden-Frequenz-Darstellung des Drehmomentes in Abb. 3.8b zeigt, dass in diesem Bereich keine Momentbeträge vorhanden waren. Zum gleichen Ergeb-

nis führte eine zweite Vorgehensweise. Die Grundlage hierfür war die Auswahl eines Zeitabschnittes während konstanter Geschwindigkeit entweder in Beuge- oder Streckrichtung. Bei reibungsfreier Apparatur musste der isolierte Moment-Zeit-Abschnitt einen Mittelwert von 0 Nm ergeben, was sich im Frequenzspektrum durch das Fehlen des konstanten Gliedes äußerte. Als Konsequenz wies die Apparatur keine inneren Reibungswiderstände auf bzw. waren im Messsignal zumindest keine Reibungswiderstände sichtbar.

3.4 Experimentelle Bestimmung der probandenspezifischen Trägheitsparameter

Zur Reduktion des gemessenen Moment-Zeit-Verlaufes um das massenträgheitsabhängige Moment waren die Parameter $\vec{p} = (J, a_1, a_2)$ aus Gleichung 3.1 jeweils probandenspezifisch abzuschätzen. Das Massenträgheitsmoment konnte alternativ auf zweierlei Weise bestimmt werden. Die erste bereits beschriebene Möglichkeit war die Berechnung von J anhand der je Proband gemessenen Längen- und Umfangsparameter des Beines, die in die nichtlinearen Regressionsgleichungen von Zatsiorsky (2002) eingingen. Die zweite Möglichkeit war die experimentelle Erfassung eines Moment-Zeit-Verlaufes nach Vorgabe eines definierten Winkelbeschleunigungs-Zeit-Verlaufes. Durch die anschließende Analyse der Eingangs-Ausgangs-Relation zwischen Winkelbeschleunigung und Drehmoment mit Hilfe des in Abschnitt 3.3 Gleichung 3.1 beschriebenen linearen Systems konnte der Parametersatz \vec{p} ermittelt werden. Da die Parameter a_1 und a_2 in jedem Fall experimentell bestimmt werden mussten, wurde der zweite Weg beschritten und alle drei Parameter gemeinsam errechnet. Das in Abb. 3.10 dargestellte Schema veranschaulicht den Ablauf der Parameterberechnung. Der aus dem gemessenen Winkelgeschwindigkeits-Zeit-Verlauf reproduzierte Winkelbeschleunigungs-Zeit-Verlauf $\alpha(t)$ diente als Eingangsfunktion für das System in Gleichung 3.1 mit dem Moment-Zeit-Verlauf $\widehat{M}(t)$ als Ausgangsfunktion. Die Funktion $\widehat{M}(t)$ und der gemessene Moment-Zeit-Verlauf $M(t)$ bildeten die Grundlage für die Berechnung des Parametersatzes \vec{p} mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate. Die Parameter des linearen System wurden variiert bis die Summe der Abstandsquadrate minimal und somit die optimalen Werte \vec{p}_e errechnet waren. Im Unterschied zur Diskussion der Apparatureigenschaften im Abschnitt 3.3 wurde bei der experimentellen Bestimmung der probandenspezifischen Trägheitseigenschaften das Bein des Probanden nicht durch eine äquivalente Masse ersetzt. Das bedeutet, dass winkel- und geschwindigkeitsabhängige Momentanteile aufgrund der Eigen-

3.4. Experimentelle Bestimmung der probandenspezifischen Trägheitsparameter

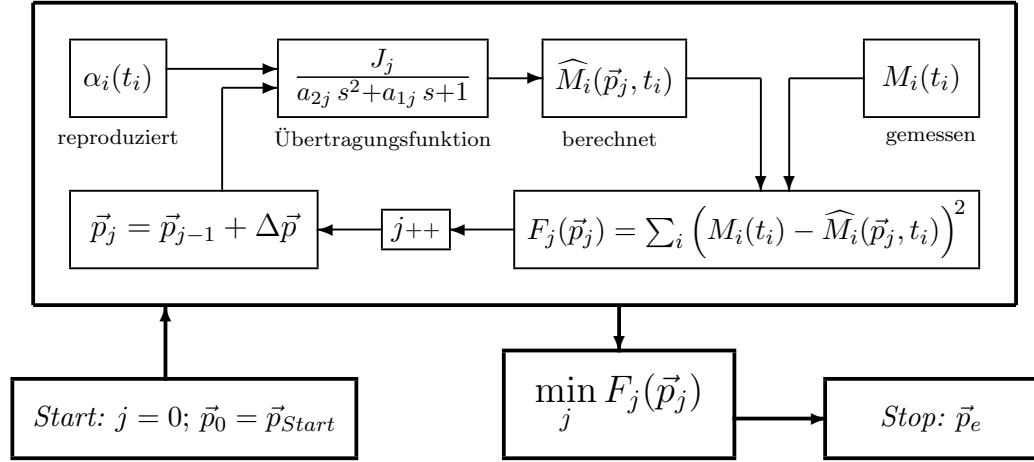


Abb. 3.10: Schema zum Ablauf der Berechnung des Parametersatzes $\vec{p} = (J, a_1, a_2)$: Zu Beginn wurde \vec{p} mit dem frei wählbaren Parametersatz \vec{p}_{Start} initialisiert. Der reproduzierte Beschleunigungs-Zeit-Verlauf $\alpha(t)$ war Eingangsfunktion des linearen Systems mit den konstanten Parametern J , a_1 und a_2 und erzeugte als Ausgangsfunktion den Moment-Zeit-Verlauf $\hat{M}(t)$. $\hat{M}(t)$ wurde unter Verwendung der Methode der kleinsten Quadrate an den gemessenen Moment-Zeit-Verlauf $M(t)$ angepasst. Der Parametersatz \vec{p} wurde so lange variiert, bis sich das Minimum der Abstandsquadrate durch den Ergebnisparametersatz \vec{p}_e ergab. i: Index der Werte der Zeitfunktionen. j: Laufindex für die Variation von \vec{p} .

schaften des Hüftgelenkes im gemessenen Moment-Zeit-Verlauf enthalten waren. Um den daraus resultierenden Fehler bei der Berechnung eines probandenspezifischen Parametersatzes \vec{p} gering zu halten, musste eine Kinematik gewählt werden, bei der durch die Viskoelastizität des Hüftgelenkes erzeugte Momente einen deutlich kleineren Anteil am registrierten Gesamtmoment lieferten als massenträgheitsabhängige. Da die kinematischen Größen nicht unabhängig voneinander variiert werden konnten, konnte im Grunde nur durch die Auswahl eines geeigneten Winkelbereiches direkt Einfluss genommen werden. Unter diesen Voraussetzungen wurde eine Bewegung mit durchgängig konstanter Winkelbeschleunigung um die Nullmomentstellung φ_0 des Hüftgelenkes mit einer Auslenkung von $\pm 20^\circ$ vorgegeben. Die über den gesamten Zeitraum der Bewegung wirksame Winkelbeschleunigung stellte permanent hohe, massenträgheitsabhängige Momentanteile sicher. Aufgrund der begrenzten Amplitude um die Gleichgewichtslage blieben die elastischen Momentanteile von vornherein klein. Die geschwindigkeitsabhängigen Momentanteile in ähnlich einfacher Art und Weise zu manipulieren, war nicht möglich, da deren Zeitverlauf durch die konstant hohe Winkelbeschleunigung bestimmt war. Die Höhe der winkel- und winkelgeschwindigkeitsabhängigen Momentbeiträge gegenüber den winkelbeschleunigungsabhängigen wurde indirekt in

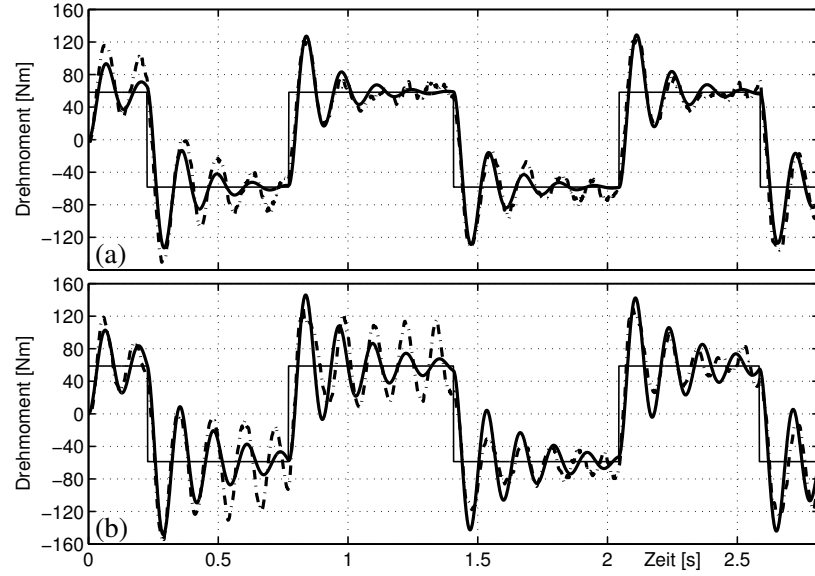


Abb. 3.11: Zur experimentellen Bestimmung der Massenträgheitsparameter: Vergleich der Anpassungsergebnisse für eine Bewegung des Hebelarmes mit Bein (a) und einer Ersatzmasse von 10 kg (b). dünne rechteckförmige Linie: mit dem errechneten Massenträgheitsmoment J multiplizierter Beschleunigungs-Zeit-Verlauf $\alpha(t)$. dicke Linie: mit den ermittelten Parametern J , a_1 und a_2 berechneter Moment-Zeit-Verlauf $\widehat{M}(t)$ (entspricht der Ausgangsfunktion des linearen Systems in Gleichung 3.1). dicke unterbrochene Linie: nach Vorgabe des rechteckförmigen Winkelbeschleunigungs-Zeit-Verlaufes $\alpha(t)$ durch die Steuereinheit des Motors gemessener Moment-Zeit-Verlauf $M(t)$ (vgl. Abb. 3.10 bezüglich der verwendeten Abkürzungen für Zeitfunktionen und Parameter).

einem Experiment beurteilt. Die Bewegung über den beschriebenen Winkelbereich von $\pm 20^\circ$ wurde nacheinander einmal mit Bein und ein weiteres mal mit Ersatzmasse vermessen. Das bedeutet, einmal waren viskoelastische Anteile im Signal enthalten, im anderen Fall nicht. Wenn die Berechnung der Parameter vor allem für das Massenträgheitsmoment J in beiden Fällen näherungsweise das gleiche Ergebnis lieferte, konnte für alle Probanden die Bestimmung aller drei Parameter experimentell anhand der Bewegung des Beines vorgenommen werden. Der exemplarisch in Abb. 3.11 wiedergegebenen Bewegung lag abermals das Beinträgheitsmoment von $\approx 3.6 \text{ kgm}^2$ der 1.90 m großen und 85 kg schweren Person zu Grunde, woraus wiederum ein Gesamtträgheitsmoment für Bein und Hebelarm von $\approx 8.6 \text{ kgm}^2$ resultierte. Die Winkelbeschleunigung betrug $400^\circ/\text{s}^2$ (6.9813 rad/s^2). Beginnend an der Nullmomentstellung φ_0 wurden zwei Zyklen in Flexions-Extensionsrichtung ausgeführt. Diese Werte für Winkelbeschleunigung und Winkelbereich bewirkten ein kurzzeitiges Geschwindigkeitsmaximum von $\approx 126.5^\circ/\text{s}$ an der Nullmomentstellung φ_0 des Hüftgelenkes. Die Anpassung der Parameter $\vec{p} = (J, a_1, a_2)$ des linearen Systems in Gleichung 3.1 auf

3.4. Experimentelle Bestimmung der probandenspezifischen Trägheitsparameter

der Grundlage der gemessenen Moment-Zeit-Verläufe in Abb. 3.11 ergab für die Beinbewegung $\vec{p}_{Bein} = (8.34 \text{ kgm}^2, 6.78 \cdot 10^{-3} \text{ s}, 4.54 \cdot 10^{-4} \text{ s}^2)$ und für die Bewegung mit Ersatzmasse $\vec{p}_{Ersatz} = (8.41 \text{ kgm}^2, 3.7 \cdot 10^{-3} \text{ s}, 4.18 \cdot 10^{-4} \text{ s}^2)$. Die jeweils berechneten Moment-Zeit-Verläufe sind ebenfalls in Abb. 3.11a für \vec{p}_{Bein} und in Abb. 3.11b für \vec{p}_{Ersatz} dargestellt. Die berechneten Massenträgheitsmomente lagen, wie zu erwarten war, im Bereich des abgeschätzten Trägheitsmomentes von $\approx 8.6 \text{ kgm}^2$. Um die Aussage, dass die Viskoelastizität des Hüftgelenkes für die ausgewählte Kinematik nur einen vernachlässigbar kleinen Anteil zum gemessenen Moment lieferte, statistisch zu belegen, wurden jeweils für beide Bedingungen mehrere Messungen vorgenommen. Ein Vergleich der Anpassungsergebnisse ergab keinen signifikanten Unterschied bezüglich des Parameters J , was bedeutete, dass ein möglicher, durch die Viskoelastizität des Hüftgelenkes hervorgerufener Fehler bei der Bestimmung der personenspezifischen Massenträgheitseigenschaften mit der beschriebenen Methodik nicht nachgewiesen werden konnte. Als Konsequenz wurden alle Versuche zur Bestimmung der Massenträgheit direkt am Bein des Probanden absolviert. Bei der Bewegung mit Bein nahm der Parameter a_2 tendenziell aber nicht signifikant und der Parameter a_1 signifikant größere Werte an als bei der Bewegung mit Ersatzmasse. Der Parameter a_1 des linearen Systems in Gleichung 3.1 hatte die Charakteristik einer Dämpfung, was sich bei der Beinbewegung anschaulich in der stärkeren Abnahme der Amplituden in den Zeitabschnitten konstanter Winkelbeschleunigung äußerte. Die signifikante Diskrepanz der Werte konnte auf die verschiedenartige Kopplung zwischen Ersatzmasse und Hebelarm bzw. zwischen Bein und Hebelarm zurückgeführt werden. Die Ersatzmasse wurde steif mit dem Hebelarm verschraubt. Die „weiche“, fluidhaltige Muskulatur ließ keine ähnlich steife Kopplung zwischen Bein und Hebelarm zu und hatte zwangsläufig eine geringe aber sichtbare Relativbewegung zur Folge. Der hohe Flüssigkeitsanteil, die Nachgiebigkeit der Muskulatur und der damit verbundene größere Bewegungsspielraum wurden als Ursache für das abhängig von der Art der bewegten Masse differierende Ergebnis bei der Bestimmung des Parameters a_1 verantwortlich gemacht. Da aber natürlich nicht die Ersatzmasse, sondern das Bein in den folgenden Experimenten bewegt wurde, ließ die Verwendung des anhand der Daten der Beinbewegung angepassten Parametersatzes \vec{p} bessere Ergebnisse bei der Extraktion der viskoelastischen Eigenschaften des Hüftgelenkes charakterisierenden Momente durch die Reduktion des gemessenen Moment-Zeit-Verlaufes um das von der Massenträgheit des Hebelarm-Bein-Systems hervorgerufenen Momentanteiles erwarten.

Kapitel 4

Beschreibung der viskoelastischen Eigenschaften des Hüftgelenkes

Trotz der zahlreichen Untersuchungen am menschlichen Hüftgelenk, die sich vor allem mit der Erfassung des Bewegungsbereiches und in geringerem Umfang mit der Messung dynamischer Gelenkparameter beschäftigten, ist bisher keine modellorientierte Beschreibung der viskoelastischen Eigenschaften des Hüftgelenkes zu finden. Die meisten Studien vor allem aus dem medizinischen und sportwissenschaftlichen Bereich werten die gewonnenen Messergebnisse statistisch aus. Lediglich Riener & Edrich (1999) und Yoon & Mansour (1982) hatten, allerdings ohne ein Modell zu entwickeln, eine Anpassung der freien Parameter mathematischer Funktionen an die gemessenen Gelenkmoment-Zeit-Verläufe vorgenommen und damit die Grundlage für eine studienübergreifende Verwendung ihrer experimentell erhobenen Daten geschaffen. Im Ergebnis beschrieben die Funktionen in einfacher Weise das elastische Verhalten in Form einer Gelenkmoment-Winkel-Abhängigkeit, die die Viskoelastizität des Gelenkes nur ungenügend beachtete. Um dem viskoelastischen Verhalten des menschlichen Hüftgelenkes stärker Rechnung zu tragen, soll die Beschreibung auf der Basis einer Modellvorstellung erfolgen. Fung (1972) stellte auf der Grundlage der Theorie linearer Systeme (Varju, 1977) ein Modell vor, das in der Lage ist, die durchaus ähnliche Charakteristik viskoelastischer Eigenschaften verschiedener biologischer Gewebe einheitlich abzubilden und Unterschiede zwischen den Materialien lediglich durch den Typ der verwendeten Funktionen und in der Größe der freien Parameter des Modells auszudrücken. Dieser Modellansatz soll hier aufgegriffen werden.

Je nachdem, welche Voraussetzungen ein Experiment allgemein bietet, Daten zu einem Untersuchungsgegenstand, das heißt beispielsweise zur isolierten Gewe-

beprobe oder zum gesamten Muskel bzw. intakten Gelenk, zu erheben, werden die Ergebnisse in Form von Spannungs-Dehnungs-, Kraft-Längen- oder Moment-Winkel-Verläufen präsentiert, die im Folgenden jeweils mit $\sigma(\epsilon)$, $F(x)$ bzw. $M(\varphi)$ bezeichnet werden. Die Spannung σ gibt die auf die Querschnittsfläche einer Gewebeprobe normierte Kraft an und die Dehnung ϵ die auf die Ausgangslänge der Gewebeprobe bezogene Längenänderung in Prozent.

4.1 Linearer Modellansatz

Als Ausgangspunkt für die Beschreibung des viskoelastischen Verhaltens von Biomaterialien kann das einfache rheologische Modell in Abb. 4.1 genutzt werden, bei dem eine lineare Feder mit der Steifigkeit μ_1 und ein Dämpfer mit der Dämpfungskonstanten η_1 in Reihe angeordnet sind und parallel zu beiden Elementen eine weitere lineare Feder mit der Steifigkeit μ_0 platziert wird. Diese Gruppierung der drei linearen Grundelemente wird als Kelvin Modell oder Standard Linear Solid (SLS) bezeichnet (Fung, 1972, 1993).

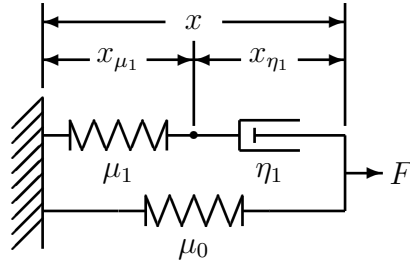


Abb. 4.1: Kelvin Modell oder Standard Linear Solid

x , x_{μ_1} und x_{η_1} bezeichnen jeweils die Längen der Elemente abzüglich ihrer Ruhelängen und F die Kraft. Die grundlegenden Gleichungen des rheologischen Modells in Abb. 4.1 sind $x = x_{\mu_1} + x_{\eta_1}$, $\mu_1 x_{\mu_1} = \eta_1 \dot{x}_{\eta_1}$ und $F = \mu_0 x + \mu_1 x_{\mu_1}$. Nach Eliminieren von x_{μ_1} und x_{η_1} ergibt sich die Differentialgleichung

$$\tau_\epsilon \dot{F} + F = \mu_0(\tau_\sigma \dot{x} + x) \quad (4.1)$$

$$\text{mit } \tau_\epsilon = \frac{\eta_1}{\mu_1}; \quad \tau_\sigma = \eta_1 \frac{\mu_0 + \mu_1}{\mu_0 \mu_1},$$

die als Zustandsgleichung des Modells bezeichnet wird. Die vollständige Lösung der linearen Differentialgleichung 4.1 lässt sich nach Berechnung der homogenen Lösung durch Variation der Konstanten bestimmen. Mit der Anfangsbedingung $F(0) = 0$ und unter der Voraussetzung, dass $F = x = 0$ für $t < 0$ und somit die untere Integrationsgrenze $t = 0$ gesetzt werden kann, erhält man

$$F(t) = \int_0^t \frac{1}{\tau_\epsilon} e^{-\frac{(t-t')}{\tau_\epsilon}} \mu_0(\tau_\sigma \dot{x}(t') + x(t')) dt'. \quad (4.2)$$

Das Integral 4.2 wird als Faltungsintegral bezeichnet und hat im Allgemeinen die Form

$$Y(t) = \int_{-\infty}^t g(t-t') X(t') dt'. \quad (4.3)$$

Der erste Teil des Integranden ist die Gewichtsfunktion $g(t)$ und der zweite Teil die Eingangsfunktion $X(t)$ eines linearen Systems. Ist die Gewichtsfunktion eines Systems bekannt, kann für jede beliebige zeitabhängige Funktion $X(t)$ die Antwort oder Ausgangsfunktion $Y(t)$ berechnet werden. Um die Gewichtsfunktion eines linearen Systems zu ermitteln, ist es zweckmäßig, als Eingangsfunktion den Deltaimpuls $\delta(t)$ oder die Sprungfunktion $H(t)$ zu verwenden, da sich mit

$$\begin{aligned} g(t) &= \int_{-\infty}^t g(t-t') \delta(t') dt' \quad \text{oder} \\ h(t) &= \int_{-\infty}^t g(t-t') H(t') dt' \quad \text{und} \quad g(t) = \dot{h}(t) \end{aligned} \quad (4.4)$$

die Gewichtsfunktion direkt ergibt oder durch die zeitliche Ableitung der Übergangsfunktion $h(t)$ berechnen lässt (Varju, 1977).

Theoretisch ist nicht von Bedeutung, welche der beiden Funktionen als Eingangsfunktion zur Berechnung der Gewichtsfunktion benutzt wird. Bei der experimentellen Analyse biologischer Systeme wird in der Regel ein Sprung vorgegeben, da sich ein hinreichend kurzer Puls meist aufgrund der mechanischen Eigenschaften der Versuchsanordnung schwer oder überhaupt nicht realisieren lässt. Hinzu kommt, dass eine exakte Vorgabe von $\delta(t)$ und $H(t)$ nicht möglich ist, da in der Praxis die infinitesimal kurze Dauer dt des Pulses bzw. des Sprungs durch die endliche Dauer Δt approximiert werden muss. Wenn dabei die charakteristischen Zeitkonstanten τ des Systems die Bedingung $\tau \gg \Delta t$ erfüllen, kann die Dauer Δt des Sprungs vernachlässigt werden. Die Ordnung der Differentialgleichung, die das System abbildet, bestimmt die Anzahl der Zeitkonstanten.

Entsprechend besitzt das System in Gleichung 4.1 eine charakteristische Zeitkonstante $\tau = \tau_e$, die Gewichtsfunktion lautet:

$$g_F(t) = \frac{1}{\tau_e} e^{-\frac{t}{\tau_e}}. \quad (4.5)$$

Die rechte Seite der Gleichung 4.1 stellt die Eingangsfunktion dar.

Wird in Gleichung 4.2 $H(t)$ für $x(t)$ eingesetzt, ergibt sich die Übergangsfunktion

$$\begin{aligned} F_h(t) &= \mu_0 \left\{ 1 + \left(\frac{\tau_\sigma}{\tau_e} - 1 \right) e^{-\frac{t}{\tau_e}} \right\} H(t) \\ &= \left\{ \mu_0 + \mu_1 e^{-\frac{t}{\tau_e}} \right\} H(t) \end{aligned} \quad (4.6)$$

des Standard Linear Solid. Der Zeitverlauf von $F_h(t)$ in Gleichung 4.6 ist mit Hilfe der Werte

$$\mu_0 = \mu_1 = 0.5 \text{ N/m} \quad \text{und} \quad \eta_1 = 1 \text{ Ns/m} \quad (4.7)$$

in Abb. 4.2a exemplarisch dargestellt. Zum Zeitpunkt $t = 0$ des Sprungs ist der Dämpfer „unendlich“ steif und entsprechend sind $x_{\eta_1} = 0$ und $x_{\mu_1} = x = 1 \text{ m}$. Die instantane Wegänderung vollzieht sich allein an beiden Federn, so dass die Kraft den Wert $F = 1 \text{ N}$ annimmt. Da über die Zeit der Weg x konstant gehalten wird, bewirkt die Kraft der zum Dämpfer seriell angeordneten Feder μ_1 eine Wegänderung $x_{\eta_1} > 0$ am Dämpfer, bis im Grenzfall diese Feder ihre Ruhelänge $\lim_{t \rightarrow \infty} x_{\mu_1} = 0$ wieder erlangt und vom seriellen Feder-Dämpfer-Abschnitt des Kelvin Modells keine Kraft mehr aufgenommen wird. Somit sinkt im Beispiel die Kraft auf einen konstanten Wert von $\lim_{t \rightarrow \infty} F = 0.5 \text{ N}$ ab. Dieser Vorgang wird als Relaxation (relaxation) bezeichnet. Wie schnell die Kraft F über die Zeit abnimmt, wird durch die Zeitkonstante τ_ϵ bestimmt.

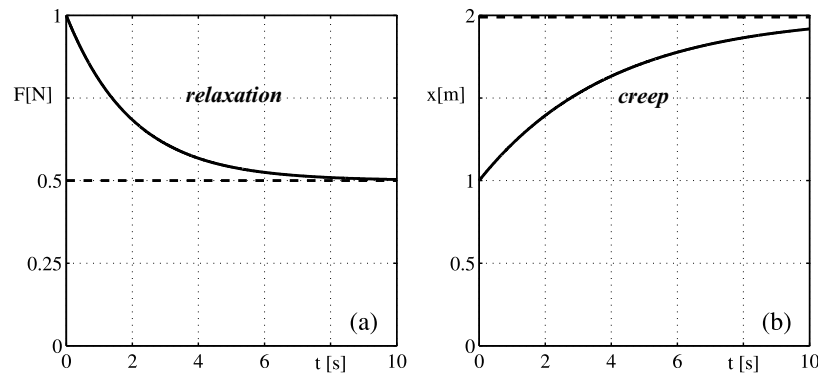


Abb. 4.2: Übergangsfunktionen: (a) Antwort $F_h(t)$ auf einen Sprung der Länge $x(t) = H(t)$. (b) Antwort $x_h(t)$ auf einen Sprung der Kraft $F(t) = H(t)$.

Wenn die Gleichung 4.1 durch μ_0 geteilt und die linke Seite der Gleichung mit der rechten getauscht wird, kann in umgekehrter Richtung getestet werden, welche Antwort im Weg durch einen bestimmten Kraft-Zeit-Verlauf erzeugt wird. Nach der Umstellung der Zustandsgleichung kann die Lösung wieder durch Variation der Konstanten ermittelt werden. Die Übergangsfunktion lautet in diesem Fall

$$g_x(t) = \frac{1}{\tau_\sigma} e^{-\frac{t}{\tau_\sigma}} \quad (4.8)$$

und die Antwort auf einen Sprung $F(t) = H(t)$ ergibt

$$\begin{aligned} x_h(t) &= \frac{1}{\mu_0} \left\{ 1 + \left(\frac{\tau_\epsilon}{\tau_\sigma} - 1 \right) e^{-\frac{t}{\tau_\sigma}} \right\} H(t) \\ &= \left\{ \frac{1}{\mu_0} - \frac{\mu_1}{\mu_0(\mu_0 + \mu_1)} e^{-\frac{t}{\tau_\sigma}} \right\} H(t) \end{aligned} \quad (4.9)$$

Der Zeitverlauf der Funktion $x_h(t)$ ist mit Hilfe der Werte in Gleichung 4.7 in Abb. 4.2b skizziert. Die zum Zeitpunkt $t = 0$ eingeleitete Kraft $F = 1 \text{ N}$ wird instantan wie bei der Relaxation zu gleichen Teilen von beiden Federn durch die Wegänderung $x = x_{\mu_1} = 1 \text{ m}$ aufgenommen. Bei anschließend konstanter Kraft verlängert sich x , wogegen die Länge der Feder μ_1 den Wert $\lim_{t \rightarrow \infty} x_{\mu_1} = 0$ annimmt. Daraus folgt, dass die Kraft $\lim_{t \rightarrow \infty} F = 1 \text{ N}$ allein von der Feder μ_0 anhand einer Länge $x = x_{\eta_1} = 2 \text{ m}$ erzeugt wird. Dieser Vorgang der Verlängerung eines Materials durch Einwirken einer konstanten Kraft wird als Kriechen (creep) bezeichnet.

Die beiden bei Experimenten an Biomaterialien zu beobachtenden Phänomene Relaxation und Kriechen können bereits näherungsweise mit dem linearen Kelvin Modell abgebildet werden. Die in Abb. 4.2 dargestellten Zeitverläufe lassen sich nach Eliminieren der Zeit ebenfalls in einem Kraft-Längen-Diagramm veranschaulichen. Dabei ist es nützlich, zuvor die für das Standard Linear Solid charakteristischen Kraft-Längen-Abhängigkeiten $F^e = (\mu_0 + \mu_1)x$ und $F_{\mu_0} = \mu_0 x$ zu kennzeichnen (Abb. 4.3). F^e wird als elastische Antwort bezeichnet und be-

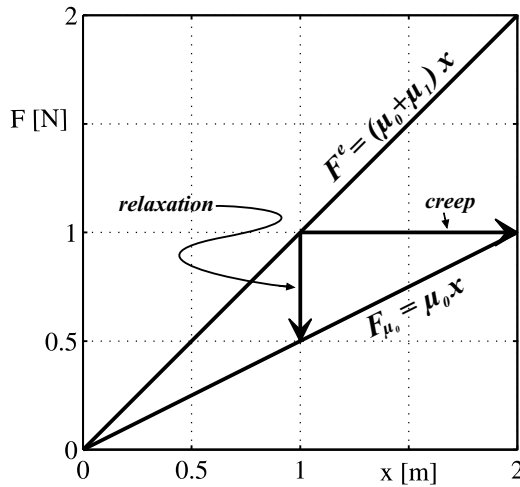


Abb. 4.3: charakteristische Kraft-Längen-Abhängigkeiten des Kelvin Modells: F_{μ_0} = Kraft der parallelen Feder. F^e = elastische Antwort. senkrechter Pfeil (relaxation): Kraftantwort auf einen Sprung $x(t) = H(t)$. waagerechter Pfeil (creep): Wegantwort auf einen Sprung $F(t) = H(t)$.

schreibt die Kraft, die instantan vom Modell erzeugt wird, wenn ein Sprung der Länge x stattfindet. Wegen der Linearität des Systems kann nicht nur auf $H(t)$ normiert, sondern beliebig weit gesprungen werden, da eine Eingangsfunktion $aH(t)$ eine Antwort $ah(t)$ nach sich zieht. $F_{\mu_0}(x)$ kennzeichnet die Kraft der parallelen Feder. Die Antwort auf einen Sprung beginnt im Kraft-Längen-Diagramm zur Zeit $t = 0$ an einem Punkt der elastischen Antwort $F(x(t)) = F^e(x)$ und endet an einem Punkt der Federkraft $\lim_{t \rightarrow \infty} F(x(t)) = F_{\mu_0}(x)$. Die konstant gehaltenen Eingangsgrößen $x(t) = aH(t)$ oder $F(t) = aH(t)$ geben jeweils die Richtung des Verlaufs vor. Die Kraft nimmt in senkrechter Richtung ab oder die Länge in waa-

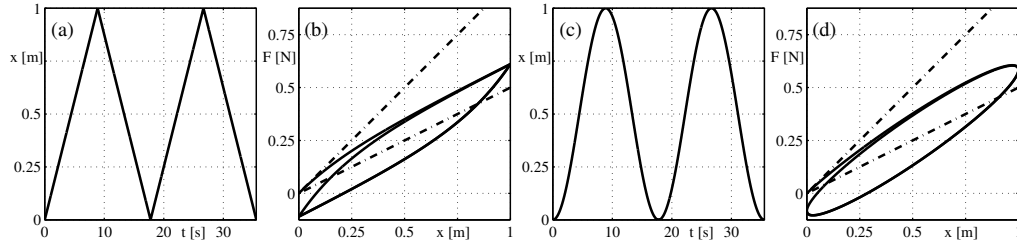


Abb. 4.4: Bildung von Hysteresen bei periodischen Eingangsfunktionen: (a) zwei Zyklen mit konstanter Geschwindigkeit. Aus der Periodendauer ΔT_ψ folgt für eine Auslenkung $x = 1$ m eine Geschwindigkeit $v = 0.1125$ m/s. (b) (—) Antwort $F(x)$ auf die Wegvorgabe (a). (c) zwei sinusförmige Zyklen $x(t) = \frac{1}{2} - \frac{1}{2} \cos(\omega_\psi t)$ mit $\omega_\psi = 1/\sqrt{8}$ rad/s. (d) (—) Antwort $F(x)$ auf die Wegvorgabe (c). (---) $F_{\mu_0}(x)$ und $F^e(x)$ (vgl. Abb. 4.3).

gerechter Richtung zu. Im Experiment werden in der Regel neben näherungsweise durchgeführten Sprüngen entweder sinusförmige Weg-Zeit-Funktionen (Abb. 4.4c) oder zyklische Bewegungen mit konstanten Geschwindigkeiten (Abb. 4.4a) vorgegeben. Beide charakteristischen Kraft-Längen-Kennlinien können durch diese Arten von Eingangsfunktionen nicht direkt gemessen werden, da F^e und F_{μ_0} gerade die Grenzwerte für die Bewegungsgeschwindigkeiten $\lim_{\dot{x} \rightarrow \infty}$ und $\lim_{\dot{x} \rightarrow 0}$ darstellen. Nur für diese beiden Fälle wäre das Verhalten des Kelvin Modells vollständig elastisch. Für jede im Experiment realisierbare Geschwindigkeit absorbiert der Dämpfer Energie. Entsprechend liegen im Kraft-Längen-Diagramm bei zyklischen Bewegungen die Kurven für die Dehnungs- und Entdehnungsabschnitte nicht übereinander. Es entstehen Hysteresen (Abb. 4.4b und 4.4d). Einen Überblick, wieviel Energie der Dämpfer bei verschiedenen Zyklusfrequenzen aufnimmt, gewinnt man, wenn aus der Gleichung 4.1 der komplexe Frequenzgang

$$H_{sls}(i\omega) = \mu_0 \frac{1 + i\omega\tau_\sigma}{1 + i\omega\tau_\epsilon} = \frac{F(\omega)}{x(\omega)} \quad (4.10)$$

berechnet wird. Der Tangens des Phasenwinkels ψ stellt ein Maß für das Dämpfungsverhalten des Kelvin Modells dar (Fung, 1972). Die Diskussion des Ausdrucks $\tan \psi = \text{Im}(H_{sls})/\text{Re}(H_{sls})$ zeigt, dass mit zunehmender Frequenz die Menge der absorbierten Energie beginnend bei $\lim_{\omega \rightarrow 0} \psi = 0$ ansteigt, ein Maximum bei einer Zyklusfrequenz von $\omega_\psi = 1/\sqrt{\tau_\epsilon \tau_\sigma}$ erreicht und für Frequenzen $\omega > \omega_\psi$ in Richtung $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \psi = 0$ wieder abnimmt (Neubert, 1963). Mit $\omega_\psi = 2\pi f_\psi = 2\pi/\Delta T_\psi$ ergibt sich für den Beispieldatensatz in Gleichung 4.7 eine Periodendauer ΔT_ψ von $2\pi\sqrt{8}\text{ s} \approx 17.77\text{ s}$, für die der größte Energieverlust im Rahmen einer Vorgabe geschlossener Bewegungszyklen auftritt (Abb. 4.4). Bei der experimentellen Analyse von Biomaterialien lässt sich mit dem Kelvin Modell neben der Relaxation, der Abnahme der Kraft bei konstanter Länge, und

dem Kriechen, der Verlängerung des Gewebes bei konstanter Kraft, ebenfalls die Bildung von Hysteresen im Rahmen periodischer Dehnungs-Entdehnungs-Zyklen auf einfache Art mit Hilfe eines rheologischen Modells nachvollziehen. Natürlich setzt die Einfachheit des Modells Grenzen. Messungen zur Spannungs-Dehnungs-Charakteristik zeigten, dass sich die meisten biologischen Gewebe nichtlinear elastisch verhalten. Das heißt, dass die Steifigkeit bei Verlängerung des Materials zunimmt. Abb. 4.5 gibt exemplarisch den Spannungs-Dehnungs-Verlauf einer Sehne wieder, die mit konstanter Geschwindigkeit bis zur Ruptur verlängert wurde. Im

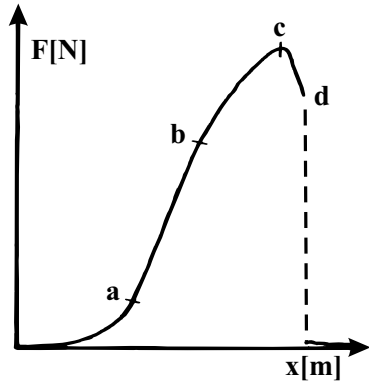


Abb. 4.5: Spannungs-Dehnungs-Kurve einer Sehne in vitro: (0-b) Physiologischer Arbeitsbereich, der ohne Zerstörung von Sehnenewebe angesteuert werden kann. (b-d) Längenbereich, in dem anfangs einzelne Fasern und am Ende die gesamte Sehne reißt. (modifiziert nach Viidik (1973))

Rahmen der Modellierung dieses Verhaltens soll der physiologische Arbeitsbereich, in dem reversible Zustandsänderungen stattfinden, abgebildet werden. Um die nichtlineare Elastizität in das bisherige Modell zu integrieren ohne den linearen Ansatz zu verlassen, gibt es die Möglichkeit, das Modell um weitere lineare Federelemente mit unterschiedlicher Ruhelänge zu erweitern, um die Nichtlinearität schrittweise zu approximieren. Des Weiteren ist Viidik (1968, 1973) der Ansicht, dass für die Modellierung plastischer Verformungen, Coulombsche Dämpfungselemente F_c zu integrieren sind (Abb. 4.6). Inwieweit diese Verformung tatsächlich

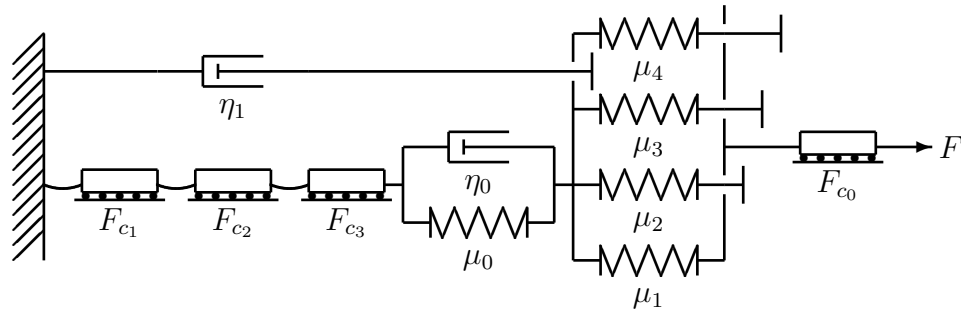


Abb. 4.6: Beispiel zur Erweiterung des Kelvin Modells durch Addition linearer Grundbausteine (Viidik, 1973): Die mit F_{c0-3} nummerierten Bausteine sind die Coulombschen Dämpfungselemente. Diese Elemente bezeichnen eine konstante Kraft, die der Bewegungsrichtung entgegen wirkt.

beobachtbar ist, hängt davon ab, ob ein Experiment in vivo oder in vitro durchgeführt wird und bis zu welcher Längenänderung ein Gewebe getestet wird. Da die Arbeitslängenbereiche von Muskeln, Sehnen und Bändern in vivo relativ konstant bleiben, scheint aus funktionellen Gründen die Berücksichtigung dieser Art von Dämpfung nicht notwendig.

Die Addition linearer Grundbausteine führt zur Erhöhung der Komplexität und zur Zunahme der freien Parameter des Modells, was einerseits erforderlich ist, um das reale Verhalten des Materials besser abzubilden, aber andererseits die Handhabung vor allem der Zustandsgleichungen erschwert. Dass es selbst bei Modellen, die aus einer geringen Anzahl an Grundelementen aufgebaut sind, zu Problemen im Verständnis kommen kann, zeigt die Diskussion zur Analogie verschiedener Anordnungen rheologischer Muskelmodelle bei Fung (1971). Ein einfaches Bei-

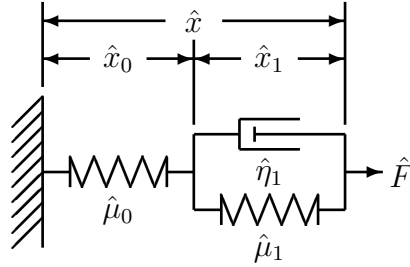


Abb. 4.7: Kelvin Modell mit veränderter Anordnung der drei Grundelemente.

spiel ohne kontraktile Komponente ist in Abb. 4.7 dargestellt. Die veränderte Gruppierung der drei Grundelemente des Kelvin Modells entspricht mit

$$\hat{\mu}_0 = \mu_0 + \mu_1; \quad \frac{\hat{\mu}_0 \hat{\mu}_1}{\hat{\mu}_0 + \hat{\mu}_1} = \mu_0 \quad \text{und} \quad \frac{\hat{\eta}_1}{\hat{\mu}_0 + \hat{\mu}_1} = \frac{\eta_1}{\mu_1} \quad (4.11)$$

der Anordnung in Abb. 4.1 (Fung, 1971; Winter, 1990). Das bedeutet, die Anordnungen sind äquivalent. Der Modellansatz von Viidik (1973) wurde bei Frisen et al. (1969a,b) quantitativ diskutiert, soll hier aber nicht weiter verfolgt werden.

4.2 Quasilineare viskoelastische Theorie

Das Ziel der quasilinearen viskoelastischen Theorie von Fung (1972) ist es, nicht-lineares Verhalten von Biomaterialien schrittweise und nur soweit erforderlich, in einen linearen Modellansatz zu integrieren. In Anlehnung an die Theorie linearer Systeme wird davon ausgegangen, dass das zeitabhängige Verhalten des Materials durch eine Gewichtsfunktion beschreibbar ist sowie gleichzeitig das Superpositionsprinzip gilt. Entsprechend kann das Faltungsintegral 4.3 zur Beschreibung verwendet werden.

Die Kraftantwort $F_h(t)$ auf einen Sprung beliebiger Weite $x(t) = aH(t)$, das heißt

die Relaxation der Kraft über die Zeit, kann aus dem Produkt der normierten Übergangsfunktion (reduced relaxation function) und der elastischen Antwort (elastic response) berechnet werden:

$$F_h(t) = h^N(t) \cdot F^e(x) \quad \text{mit} \quad h^N(0) = 1. \quad (4.12)$$

Man erhält näherungsweise die Kraftantwort $F(t)$ auf eine von $aH(t)$ verschiedene Eingangsfunktion $x(t)$ (mit den Eigenschaften $x(t) = 0$ für $t \leq 0$ und $dx/dt = v = \text{konstant}$ für $t > 0$) durch Summation der im Zeitraum $t = n \Delta t'$ ausgeführten n Sprünge $\Delta F^e = \frac{\partial F^e}{\partial x}(x(\nu \Delta t')) \Delta x$, wobei die einzelnen Beiträge ΔF^e durch den Wert $h^N(t - \nu \Delta t')$ der normierten Übergangsfunktion gewichtet werden:

$$F(n \Delta t') \approx \sum_{\nu=0}^n h^N(t - \nu \Delta t') \frac{\partial F^e}{\partial x}(x(\nu \Delta t')) \frac{\Delta x}{\Delta t'} \Delta t'. \quad (4.13)$$

Desto kleiner das Zeitintervall $\Delta t'$ ist, um so genauer wird die Approximation. Nach dem Grenzübergang $\lim_{n \rightarrow \infty}$ und $\lim_{\Delta t' \rightarrow 0}$ erhält man das Faltungsintegral

$$F(t) = \int_{-\infty}^t h^N(t - t') \frac{\partial F^e(x)}{\partial x} \frac{\partial x(t')}{\partial t'} dt', \quad (4.14)$$

durch das sich mit den angegebenen Integrationsgrenzen die Antwort $F(t)$ für jede beliebige Eingangsfunktion $x(t)$ berechnen lässt. Äquivalent zu den Voraussetzungen der Gleichung 4.13 beginnt im Experiment die Bewegung zum Zeitpunkt $t = 0$, so dass mit $F = x = 0$ für $t < 0$ als untere Integrationsgrenze $t = 0$ gewählt werden kann:

$$F(t) = F^e(0) h^N(t) + \int_0^t h^N(t - t') \frac{\partial F^e(x(t'))}{\partial t'} dt'. \quad (4.15)$$

Wenn $F^e(x(t))$ und $h^N(t)$ für $t \geq 0$ stetig differenzierbar sind, ist

$$F(t) = F^e(t) h^N(0) + \int_0^t F^e(t - t') \frac{\partial h^N(t')}{\partial t'} dt' \quad (4.16)$$

gleichwertig zum Integral in Gleichung 4.15. Wegen $h^N(0) = 1$ und $g^N(t) = \dot{h}^N(t)$ ergibt sich

$$F(t) = F^e(t) + \int_0^t F^e(t - t') g^N(t') dt'. \quad (4.17)$$

Die letztgenannte Gleichung 4.17 wurde bei der numerischen Berechnung der freien Parameter des Modells an die im Experiment gemessenen Daten verwendet. Das viskoelastische Verhalten biologischer Gewebe weicht vor allem in zwei wesentlichen Punkten von den Eigenschaften des im vorhergehenden Abschnitt 4.1 beschriebenen Kelvin Modells ab. Diese Punkte betreffen die elastische Kraft-Längen-Beziehung und die Unempfindlichkeit der absorbierten Energiemenge, das

heißt der Größe der Hysterese gegenüber der Frequenz bzw. der Geschwindigkeit zyklischer Bewegungen im physiologischen Arbeitsbereich. Beide nichtlinearen Verhaltensweisen können auf Basis des linearen Grundmodells in Gleichung 4.17 durch geeignete Wahl der Funktionen $F^e(x)$ und $h^N(t)$ berücksichtigt werden.

4.2.1 Die elastische Antwort

Wenn der Anstieg $d\sigma/d\epsilon$ einer experimentell bestimmten Spannungs-Dehnungs-Kurve über die Spannung σ dargestellt wird, ergibt sich in erster Näherung ein linearer Zusammenhang der Form

$$d\sigma/d\epsilon = k \sigma \quad (4.18)$$

mit k als Proportionalitätsfaktor (Fung, 1968, 1993; Pinto & Patitucci, 1980). Die Lösung der Gleichung 4.18 führt zu einem exponentiellen Ausdruck für die Spannung $\sigma(\epsilon) \sim e^{k\epsilon}$. Entsprechend empirisch gestützt und unabhängig davon, ob es sich um eine Spannungs-Dehnungs-, Kraft-Längen- oder Moment-Winkel-Abhängigkeit handelt, scheint dieser Funktionstyp zur Beschreibung der elastischen Antwort geeignet. Vor allem bei der Analyse von Gewebeproben wie Bandstrukturen, die abhängig von der Ausgangslänge des Materials in der Regel nur in eine Richtung gedehnt wurden, ist die Exponentialfunktion

$$\sigma(\epsilon) = c(e^{k\epsilon} - 1) \quad (4.19)$$

mit zwei freien Parametern $c > 0$ und $k > 0$ häufig als Ausdruck für die elastische Antwort zu finden (Rabkin & Hsu, 1975; Woo et al., 1981; Woo, 1982; Kwan et al., 1993; Funk et al., 2000; Toms et al., 2002; Sarver et al., 2003; Abramowitch & Woo, 2004).

Für die Abbildung der Eigenschaften eines gesamten Gelenkes reicht die Beziehung 4.19 nicht aus, da in einer Bewegungsebene ausgehend von der Ruhelage die Spannung in beide Bewegungsrichtungen aufgrund der vorhandenen Agonist-Antagonist-Beziehung der das Gelenk bildenden Strukturen ansteigt. Um zum Beispiel Flexion und Extension im Hüftgelenk hinreichend zu beschreiben, kann die rechte Seite der Gleichung 4.19 noch einmal addiert werden, so dass unabhängig von der Bewegungsrichtung jeweils zwei Parameter $c_{1,2} > 0$ und $k_{1,2} > 0$ zur Verfügung stehen:

$$\sigma(\epsilon) = c_1(e^{k_1\epsilon} - 1) - c_2(e^{-k_2\epsilon} - 1). \quad (4.20)$$

Der Ansatz in Form einer doppelten Exponentialfunktion speziell zur Beschreibung von Gelenkeigenschaften ist relativ allgemein einsetzbar und nicht nur im

Rahmen der quasilinearen Theorie zu finden (Yoon & Mansour, 1982; Esteki & Mansour, 1996; Riener & Edrich, 1999).

Weitere, in Frage kommende Funktionentypen sind Polynome und Potenzfunktionen. Bei Messungen an Kollagenfasern setzten Haut & Little (1972) eine Potenzfunktion der Form

$$\sigma(\epsilon) = a\epsilon^b \quad (4.21)$$

an. Die Anpassung der Parameter a und b an gemessene Spannungs-Dehnungs-Verläufe, denen verschiedene konstante Dehnungsraten zu Grunde lagen, lieferte unabhängig von der Geschwindigkeit einen Exponenten $b \approx 2$, der bei der späteren quasilinearen Beschreibung des Materials beibehalten wurde. Ähnliche Ergebnisse bezüglich des Exponenten erzielten auch Hoeltzel et al. (1992) bei der Untersuchung verschiedener Hornhäute am Auge von Mensch, Hase und Rind. Beim Einsatz einer Potenzfunktion 4.21 mit rationalem Exponenten zur Beschreibung eines Gelenkes sollte die Gleichung 4.21 zu

$$\sigma(\epsilon) = a\epsilon \left| \epsilon^{(b-1)} \right| \quad \text{mit} \quad b > 1 \quad (4.22)$$

modifiziert werden, damit die Funktion unabhängig vom Exponenten mit $\sigma(0) = 0$ ungerade symmetrisch bezüglich der Ruhelage $\epsilon = 0$ bleibt und Dehnungen in beide Richtungen abbilden kann. Diese Symmetrie ist nicht die einzige Einschränkung, die durch den Typ der Funktion von vornherein gesetzt wird. Gleichzeitig beinhaltet der Potenzansatz 4.22, dass am Punkt der Ruhelage $\epsilon = 0$ die Steifigkeit $d\sigma/d\epsilon = 0$ ist, was sowohl mit eigenen Messergebnissen als auch mit an anderen menschlichen Gelenken erhobenen Daten nicht übereinstimmt (Wright & Johns, 1961; Johns & Wright, 1962; Yoon & Mansour, 1982; Esteki & Mansour, 1996; Hatze, 1997). Diese die Steifigkeit des Gelenkes betreffende Einschränkung kann durch Addition eines linearen Gliedes ($c\epsilon$) auf der rechten Seite der Gleichung 4.22 beseitigt werden. Falls aber ein Gelenk gerade diese Symmetrien zeigt, kann der Ansatz 4.22 gegenüber einem anderen Funktionstyp mit mehr als zwei freien Parametern favorisiert werden (Blickhan, 1986).

Die Beschreibung der elastischen Antwort eines Gelenkes mit Hilfe einer Polynomfunktion erfordert wenigstens ein Polynom 3. Grades:

$$\sigma(\epsilon) = \hat{a}\epsilon^3 + \hat{b}\epsilon^2 + \hat{c}\epsilon + \hat{d}. \quad (4.23)$$

Die am Gelenk sichtbaren qualitativen Beobachtungen $\sigma(\epsilon = 0) = 0$, $d^2\sigma/d\epsilon^2(\epsilon = 0) = 0$ und $d\sigma/d\epsilon \neq 0 \forall \epsilon$ erzwingen, dass in der Gleichung 4.23 die Parameter \hat{b} und \hat{d} den Wert 0 annehmen und die Parameter \hat{a} und \hat{c} dabei gleichzeitig

die Bedingung ($\hat{a} > 0 \wedge \hat{c} > 0$) oder ($\hat{a} < 0 \wedge \hat{c} < 0$) erfüllen müssen. Mit den genannten Einschränkungen $\hat{b} = \hat{d} = 0$ ist auch das Polynom 4.23 ungerade symmetrisch um die Ruhelage $\epsilon = 0$. Demzufolge bilden die Funktionen 4.22 und 4.23 die elastische Antwort des Hüftgelenkes, bei dem zu erwarten ist, dass die Steifigkeit in Beugerichtung eine andere Charakteristik aufweist als in Streckrichtung, unzureichend ab. Zur Beschreibung der elastischen Antwort in Form des Gelenkmoment-Winkel-Verlaufs $M^e(\varphi)$ wurde aufgrund der größeren Flexibilität und der weit verbreiteten Anwendung die doppelte Exponentialfunktion 4.20 mit vier freien Parametern verwendet:

$$M^e(\varphi) = c_1(e^{k_1\varphi} - 1) - c_2(e^{-k_2\varphi} - 1) \quad \text{mit} \quad (c_1, c_2, k_1, k_2 > 0). \quad (4.24)$$

4.2.2 Die normierte Übergangsfunktion

Die normierte Übergangsfunktion hat die Aufgabe, das zeitabhängige Verhalten und damit die Dämpfungseigenschaften des Materials zu beschreiben. Literaturdaten (Haut & Little, 1972; Blickhan, 1986; Fung, 1972) und eigene Messergebnisse zeigen, dass die Spannung als Antwort auf eine stufenförmige Dehnung bzw. Auslenkung bei logarithmischer Darstellung der Zeit annähernd linear abfällt (Abb. 4.8) und damit auf eine annähernd konstante Dämpfung über einen größeren Bereich von Bewegungsgeschwindigkeiten bzw. -frequenzen hinweist. Die

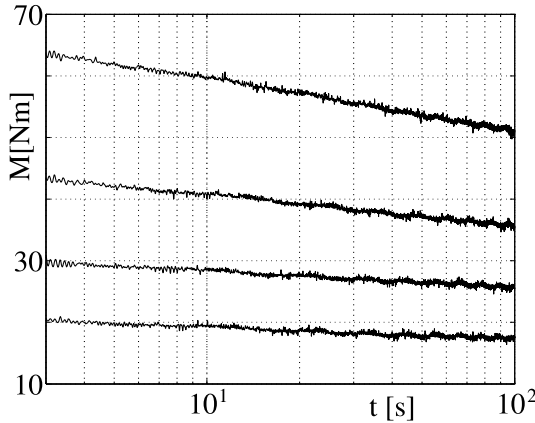


Abb. 4.8: Die Antwort des Gelenkmoments auf eine Beugung im Hüftgelenk um 60°, 70°, 80° und 90° (von unten nach oben) bei jeweils gestrecktem Kniegelenk nimmt in logarithmischer Darstellung der Zeit näherungsweise linear ab.

Stufenantwort des Kelvin Modells in Gleichung 4.6 ist nicht in der Lage das im Experiment beobachtete Verhalten hinreichend abzubilden. Um einen geeigneten Funktionstyp für $h^N(t)$ zu finden, ist es nützlich, den komplexen Frequenzgang $H^N(i\omega) = F(\omega)/F^e(\omega)$ der Funktion $h^N(t)$ zu betrachten. Der komplexe Frequenzgang für das Kelvin Modell wurde bereits in Gleichung 4.10 angegeben. Um dem theoretischen Ansatz 4.12 zu entsprechen und $h^N(t)$ sowie $H^N(i\omega)$ für ein normiertes Kelvin Modell zu berechnen, müssen die Gleichungen 4.6 und 4.10

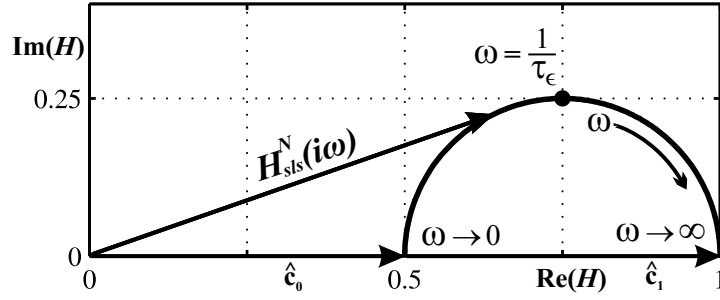


Abb. 4.9: in der komplexen Ebene halbkreisförmig erscheinender Frequenzgang $H^N_{sls}(i\omega)$ des normierten Kelvin Modells. Der Kreisradius beträgt $\hat{c}_1/2$ und wurde anhand der Werte in Gleichung 4.7 berechnet. Der schwarze Punkt kennzeichnet die Lage der charakteristischen Frequenz $\omega = 1/\tau_\epsilon$.

durch $(\mu_0 + \mu_1)$ geteilt werden, so dass die Konstanten $\hat{c}_0 = \mu_0/(\mu_0 + \mu_1)$ und $\hat{c}_1 = \mu_1/(\mu_0 + \mu_1)$ den prozentualen Anteil der Werte μ_0 und μ_1 an der Steifigkeit der elastischen Antwort wiedergeben. Anhand der Darstellung von $H^N_{sls}(i\omega)$ in der komplexen Ebene lassen sich die Eigenschaften der normierten Übergangsfunktion kompakt veranschaulichen (Abb. 4.9). Der imaginäre Teil $\text{Im}(H^N_{sls})$ besitzt ein Maximum bei $\omega = 1/\tau_\epsilon$ und nimmt für kleinere und größere Werte ω in Richtung der Grenzwerte $\lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Im}(H^N_{sls}) = 0$ und $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Im}(H^N_{sls}) = 0$ zu schnell ab, um einen längeren linearen Abschnitt des M - $\ln(t)$ -Verlaufs in Abb. 4.8 erfassen zu können. Wird das Kelvin Modell in Abb. 4.1 um ein Maxwell Modell (Fung, 1993) erweitert, ergibt sich die Anordnung in Abb. 4.10. Durch die zwei zusätzli-

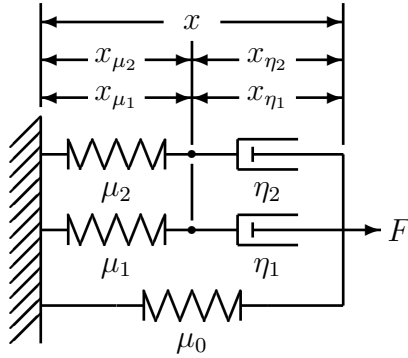


Abb. 4.10: rheologisches Modell: parallele Anordnung eines Kelvin Modells mit den Parametern μ_0, μ_1 und η_1 und eines Maxwell Modells mit den Parametern μ_2 und η_2 .

chen Elemente steht neben $\tau_1 = \eta_1/\mu_1$ eine zweite Zeitkonstante $\tau_2 = \eta_2/\mu_2$ zur Verfügung. Dadurch ist es möglich, den Bereich annähernd konstanter Dämpfung innerhalb eines begrenzten Frequenzabschnittes ω zu erweitern. Die normierte Übergangsfunktion der Anordnung in Abb. 4.10 lautet mit den fünf freien Parametern $\hat{c}_i = \mu_i/(\mu_0 + \mu_1 + \mu_2)$, ($i = 0, 1, 2$), τ_1 und τ_2

$$h_e^N(t) = \hat{c}_0 + \hat{c}_1 e^{-\frac{t}{\tau_1}} + \hat{c}_2 e^{-\frac{t}{\tau_2}}. \quad (4.25)$$

Der komplexe Frequenzgang lässt sich wie beim Kelvin Modell durch Fouriertransformation der Zustandsgleichung

$$\tau_1 \tau_2 \ddot{F} + (\tau_1 + \tau_2) \dot{F} + F = (\mu_0 + \mu_1 + \mu_2) \tau_1 \tau_2 \ddot{x} + \{(\mu_0 + \mu_1) \tau_1 + (\mu_0 + \mu_2) \tau_2\} \dot{x} + \mu_0 x \quad (4.26)$$

des Modells in Abb. 4.10 und anschließender Normierung ermitteln.

Für den theoretischen Ansatz 4.12 ist es bei Kenntnis der normierten Übergangsfunktion und Wahl einer periodischen Eingangsfunktion $F^e(t) = F_0^e e^{i\omega t}$ im Allgemeinen bequemer, den komplexen Frequenzgang $H^N(i\omega)$ mit Hilfe des Integrals 4.14 zu berechnen (Fung, 1993):

$$H^N(i\omega) = i\omega \int_0^\infty h^N(t) e^{-i\omega t} dt. \quad (4.27)$$

Das Integral 4.27 hat den Vorteil, dass der theoretischen Betrachtung keine Zustandsgleichung mehr zu Grunde liegen muss, sondern der komplexe Frequenzgang einer beliebigen Funktion $h^N(t)$ diskutiert werden kann.

Der komplexe Frequenzgang

$$H_e^N(i\omega) = \hat{c}_0 + \hat{c}_1 \frac{\omega \tau_1}{\omega \tau_1 - i} + \hat{c}_2 \frac{\omega \tau_2}{\omega \tau_2 - i} \quad (4.28)$$

der Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ ist in Abb. 4.11 mit $\hat{c}_0 = 0.5$ und $\hat{c}_1 = \hat{c}_2 = 0.25$ für drei verschiedene Parameterkombinationen $(\tau_1, \tau_2) = \{(0.25 \text{ s}, 0.75 \text{ s}); (0.1 \text{ s}, 1 \text{ s}); (0.01 \text{ s}, 10 \text{ s})\}$ exemplarisch abgebildet. Ausgehend vom Frequenzgang in Abb. 4.9 ($\tau_e = \tau_1 = \tau_2$) flacht sich der Halbkreis mit zunehmender Differenz zwischen τ_2 und τ_1 ab. Wie bereits erwähnt vergrößert sich dadurch der Frequenzbereich annähernd konstanter Dämpfung in begrenztem Maße. Allerdings ist dieser Effekt vom Grad der Überlagerung beider Frequenzbereiche abhängig und hebt sich mit zu großer Differenz der beiden Zeitkonstanten wieder auf. Im zuletzt genannten Fall ergeben sich zwei Halbkreise, die jeweils innerhalb separierter Frequenzbänder die Charakteristik des Kelvin Modells zeigen (Abb. 4.11). Durch Hinzufügen weiterer Feder-Dämpfer-Elemente zum Modell in Abb. 4.10 könnte der Frequenzabschnitt annähernd konstanter Dämpfung weiter vergrößert werden. Das hat den Nachteil, dass die Anzahl der zu bestimmenden freien Parameter schnell zunimmt. Wenn eine Summe von Exponentialfunktionen mit mehr als zwei Summanden (Funk et al., 2000) zur Abbildung des Zeitverlaufs einer experimentell gemessenen Stufenantwort verwendet wird, kommt es nicht selten dazu, dass verschiedene Parameterkombinationen den gemessenen Verlauf gleich gut beschreiben (Fung, 1993). Die Praxis von Toms et al. (2002), durch Setzen

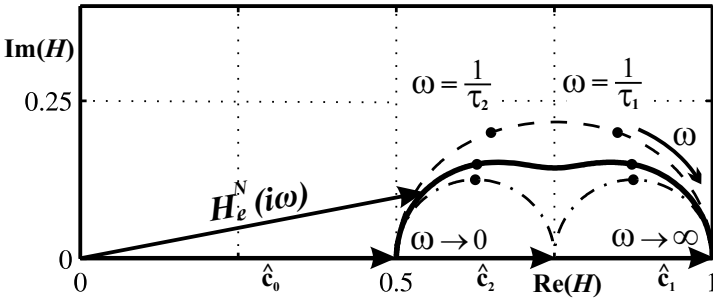


Abb. 4.11: komplexer Frequenzgang $H_e^N(i\omega)$ des Modells in Abb. 4.10: (---) Bei geringer Differenz der Zeitkonstanten $(\tau_1, \tau_2) = (0.25 \text{ s}, 0.75 \text{ s})$ ist die Überschneidung des Frequenzbereiches, in dem Dämpfung zu beobachten ist, groß. (—) Mit zunehmender Differenz $(\tau_1, \tau_2) = (0.1 \text{ s}, 1 \text{ s})$ vergrößert sich der Bereich annähernd konstanter Dämpfung. (— · —) Wenn die Differenz der Parameterwerte $(\tau_1, \tau_2) = (0.01 \text{ s}, 10 \text{ s})$ zu groß wird, ergeben sich zwei Halbkreise, die jeweils zwei separate Frequenzbereiche kennzeichnen. Die schwarzen Punkte markieren jeweils die Lage der charakteristischen Frequenzen $\omega = 1/\tau_1$ und $\omega = 1/\tau_2$.

von Grenzen den Parameterraum willkürlich und unbegründet einzuschränken, ist nicht der richtige Lösungsweg. Ein klares Indiz dagegen ist, dass im Ergebnis die Parameter teilweise von den zuvor gewählten Grenzen determiniert werden. Neubert (1963) stellte ausgehend vom Kelvin Modell einen Ansatz vor, bei dem die Anzahl der diskreten Zeitkonstanten τ durch eine kontinuierliche Verteilungsfunktion $f(\tau)$ ersetzt wurde. Fung (1972, 1993) verwendete diesen Ansatz eines kontinuierlichen Relaxationsspektrums zur Beschreibung von Biomaterialien und schlägt mit

$$h_s^N(t) = \frac{1 + \hat{c}(E_1(t/\tau_2) - E_1(t/\tau_1))}{1 + \hat{c} \ln(\tau_2/\tau_1)} \quad (4.29)$$

eine normierte Übergangsfunktion vor, die eine näherungsweise konstante Dämpfung innerhalb eines breiten Frequenzbereiches mit lediglich drei freien Parametern \hat{c} , τ_1 und τ_2 abbildet. In Gleichung 4.29 bezeichnet $E_1(z) = \int_z^\infty e^{-t}/t dt$ die Exponentialintegralfunktion. Der komplexe Frequenzgang

$$\begin{aligned}
H_s^N(i\omega) &= \frac{1 + \frac{\hat{c}}{2} \left(\ln(1 + \omega^2 \tau_2^2) - \ln(1 + \omega^2 \tau_1^2) \right)}{1 + \hat{c} \ln(\tau_2/\tau_1)} \\
&+ \frac{i\hat{c} \left(\arctan(\omega \tau_2) - \arctan(\omega \tau_1) \right)}{1 + \hat{c} \ln(\tau_2/\tau_1)} \quad (4.30)
\end{aligned}$$

der Übergangsfunktion $h_s^N(t)$ ist in Abb. 4.12 für drei verschiedene Parameterkombinationen $(\tau_1, \tau_2) = \{(0.001 \text{ s}, 1000 \text{ s}); (0.01 \text{ s}, 100 \text{ s}); (0.1 \text{ s}, 10 \text{ s})\}$ bei jeweils konstantem Parameter $\hat{c} = 0.4$ dargestellt. In Abb. 4.12 wird deutlich, dass der prozentuale Anteil \hat{c}_{0s} der elastischen Antwort für $\lim_{t \rightarrow \infty} h_s^N$ bzw. $\lim_{\omega \rightarrow 0} H_s^N$

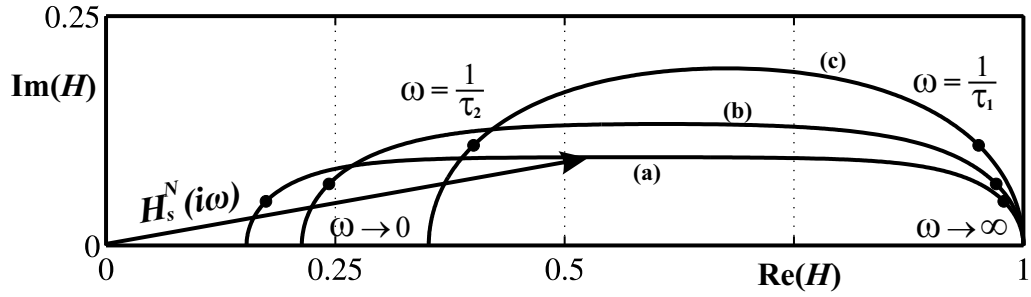


Abb. 4.12: komplexer Frequenzgang der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$: (a) Die Parameter $(\hat{c}, \tau_1, \tau_2) = (0.4, 0.001 \text{ s}, 1000 \text{ s})$ ergeben einen Wert $\hat{c}_{0s} = 0.153$, der die Spannung in Prozent der elastischen Antwort nach vollständiger Relaxation kennzeichnet. (b) $(\hat{c}, \tau_1, \tau_2) = (0.4, 0.01 \text{ s}, 100 \text{ s}) \rightarrow \hat{c}_{0s} = 0.213$. (c) $(\hat{c}, \tau_1, \tau_2) = (0.4, 0.1 \text{ s}, 10 \text{ s}) \rightarrow \hat{c}_{0s} = 0.352$. Die schwarzen Punkte markieren jeweils die Lage der charakteristischen Frequenzen $\omega = 1/\tau_1$ und $\omega = 1/\tau_2$.

innerhalb der normierten Übergangsfunktion 4.29 nicht direkt durch einen der drei Parameter repräsentiert wird, sondern mit Hilfe der Gleichung 4.29 oder der Gleichung 4.30 für jeden Parametersatz \hat{c} , τ_1 und τ_2 berechnet werden muss:

$$\hat{c}_{0s} = \lim_{t \rightarrow \infty} h_s^N(t) = \lim_{\omega \rightarrow 0} H_s^N(i\omega) = \frac{1}{1 + \hat{c} \ln(\tau_2/\tau_1)}. \quad (4.31)$$

Neben dem Wert der nach vollständiger Relaxation verbleibenden Spannung \hat{c}_{0s} beeinflussen die drei Parameter \hat{c} , τ_1 und τ_2 ebenfalls nicht unabhängig voneinander die Dämpfungseigenschaften der Funktion $h_s^N(t)$. Eine detaillierte Diskussion, welchen Einfluss die einzelnen Parameter \hat{c} , τ_1 und τ_2 auf die Größe der Restspannung (\hat{c}_{0s}), das Dämpfungsverhalten und die Geschwindigkeit der Relaxationsprozesse hat, ist bei Sauren & Rousseau (1983) zu finden. Aus Abb. 4.12 wird ersichtlich, dass für die normierte Übergangsfunktion 4.29 mit zunehmender Differenz der Parameter τ_1 und τ_2 der Frequenzbereich annähernd konstanter Dämpfung vor allem im Vergleich zur normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ in Gleichung 4.25 deutlich vergrößert wird. Der Parameter \hat{c} beeinflusst dabei das Verhältnis von Dämpfung zu Elastizität, was sich in Abb. 4.12 im Verhältnis von imaginärem zu realem Anteil widerspiegelt.

Der Vorteil der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$ gegenüber der Funktion $h_e^N(t)$ ist klar ersichtlich. $h_s^N(t)$ erfüllt mit weniger freien Parametern die aus der Beobachtung (Abb. 4.8) entstandene Forderung, dass der das zeitabhängige Verhalten beschreibende Funktionstyp in der Lage sein muss, über einen großen Frequenzbereich eine annähernd konstante Dämpfung abzubilden. Trotzdem ist die Gleichung 4.29 nicht ohne Prüfung der Anpassungsergebnisse der einfachen Erweiterung des Kelvin Modells (Abb. 4.10) vorzuziehen. Da nicht nur die Möglichkeiten der normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ sondern ebenfalls der Bereich der

Bewegungsgeschwindigkeiten, die der Mensch im Hüftgelenk realisieren kann, begrenzt ist, sollte innerhalb einer Fragestellung geprüft werden, ob der relevante Frequenzbereich nicht ebenfalls hinreichend von $h_e^N(t)$ erfasst wird. Ein Vorteil eines aus einer diskreten Zahl von Grundelementen aufgebauten Modells liegt darin, dass für jede Anordnung eine Zustandsgleichung aufgeschrieben werden kann. Da Muskel-Skelett-Modelle in der Regel ebenfalls durch Differentialgleichungen beschrieben werden und passiv viskoelastische Eigenschaften je nach Fragestellung Bestandteil entsprechender Modelle sind, besteht die Möglichkeit, dass die durch Analyse des biologischen Systems quantitativ ermittelten Parameter bei der Synthese und Simulation menschlicher Bewegung aufgrund des ähnlichen Modelltyps berücksichtigt werden können. Inwieweit die durch die elastische Antwort repräsentierte nichtlineare Elastizität in die lineare Zustandsgleichung 4.26 implementiert werden kann, wäre zu prüfen. Durch die Einführung eines kontinuierlichen Relaxationsspektrums in Form von $h_s^N(t)$ liegt dem Integral 4.14 keine Zustandsgleichung mehr zu Grunde. Der dadurch zunehmende Unterschied in den Ansätzen führt dazu, dass das hier verwendete Modell zur Analyse von Biomaterialien eher unabhängig von und neben Modellen zur Synthese menschlicher Bewegung existiert, anstatt mit ihnen zu interagieren. Teilweise wird sogar der Modellansatz 4.12 aufgrund der daraus resultierenden Integralform abgelehnt (Hatze, 1981).

Wie bereits erwähnt, ist es möglich aufgrund des Modellansatzes 4.12 einfach einen Funktionstyp auszuwählen und als normierte Übergangsfunktion $h^N(t)$ in der Gleichung 4.14 zur Beschreibung des zeitabhängigen Verhaltens zu verwenden. Offensichtlich ist eine Logarithmusfunktion (Haut & Little, 1972) der Form

$$h_l^N(t) = -\tilde{b} \ln(t) + \tilde{a}, \quad \tilde{b} > 0 \quad (4.32)$$

geeignet, den annähernd linearen $M-\ln(t)$ -Verlauf in Abb. 4.8 abzubilden. Der Zeitbereich, für den Messergebnisse innerhalb eines Stufenexperiments zur Verfügung stehen, reicht nie von $t = 0$ bis $t \rightarrow \infty$. Die untere Grenze wird üblicherweise durch die Dauer Δt des Sprunges angenähert. Für $t \rightarrow \infty$ wird vom Operator ein Zeitlimit gesetzt, das als ausreichend lang eingeschätzt wird. Die Änderung $dM/d(\ln(t))$ innerhalb dieses Zeitintervalls ist relativ klein, so dass der Unterschied zum Anstieg $d(\ln(M))/d(\ln(t))$ nach gleichfalls logarithmischer Transformation des Wertebereiches minimal ausfällt. Die Potenzfunktion

$$h_p^N(t) = \hat{a} t^{-\hat{b}}, \quad 0 < \hat{b} < 1, \hat{a} > 0 \quad (4.33)$$

bietet somit ebenfalls einen geeigneten Ansatz, um die normierte Übergangs-

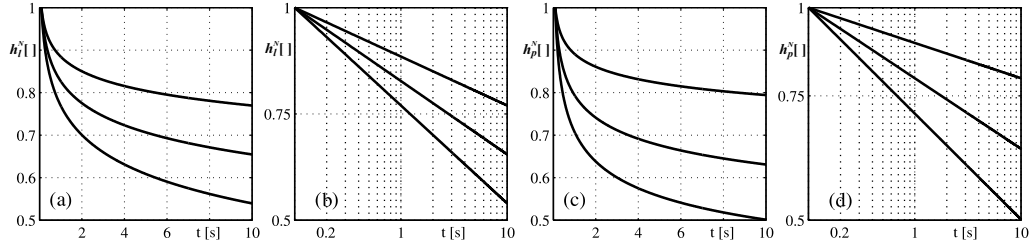


Abb. 4.13: Zeitverlauf der Funktionen $h_l^N(t)$ und $h_p^N(t)$ für $t_0 = 0.1$ s: (a) lineare und (b) halblogarithmische Darstellung der Funktion $h_l^N(t)$ anhand der frei gewählten Parameter $\tilde{b} = \{0.05, 0.075, 0.1\}$ mit $\tilde{a} = \{0.885, 0.827, 0.77\}$. (c) lineare und (d) doppellogarithmische Darstellung der Funktion $h_p^N(t)$ mit Hilfe der exemplarisch gewählten Parameter $\hat{b} = \{0.05, 0.1, 0.15\}$ mit $\hat{a} = \{0.891, 0.794, 0.708\}$.

funktion zu beschreiben (Blickhan, 1986). Die Größe der Beträge der in der halb- bzw. doppellogarithmischen Abbildung linearen Anstiegsparameter \tilde{b} und \hat{b} kennzeichnen die Geschwindigkeit der Relaxationsprozesse. Eine Schwierigkeit ergibt sich dadurch, dass beide Funktionen 4.32 und 4.33 im Zeitbereich keinen Schnittpunkt mit der Ordinate besitzen, da $\lim_{t \rightarrow 0} h_l^N = \lim_{t \rightarrow 0} h_p^N = \infty$. Damit wird die wichtige Bedingung $h^N(0) = 1$ in Gleichung 4.12 verletzt. Diesem Problem kann durch eine Linksverschiebung beider Funktionen um die Zeit t_0 begegnet werden. In der Regel wird die Zeit t_0 durch die experimentellen Gegebenheiten, das heißt durch die Sprungdauer Δt , festgelegt. Um die Bedingung $h^N(t_0) = 1$ zu erfüllen, müssen die Parameter \tilde{a} und \hat{a} jeweils mit Hilfe von t_0 sowie \tilde{b} und \hat{b} durch $\tilde{a} = \tilde{b} \ln(t_0) + 1$ und $\hat{a} = t_0^{\hat{b}}$ berechnet werden. \tilde{b} und \hat{b} bleiben dadurch die einzigen freien Parameter innerhalb $h_l^N(t)$ bzw. $h_p^N(t)$. In Abb. 4.13 wurden je drei Zeitverläufe der Funktionen 4.32 und 4.33 auf $h^N(t_0 = 0.1 \text{ s}) = 1$ normiert und dargestellt.

Das Problem der Normierung zeigt sich deutlich, wenn der komplexe Frequenzgang beider Funktionen betrachtet wird. Ohne die Zeitverschiebung t_0 zu beachten, ergeben die Funktionen 4.32 und 4.33 zwei einfach zu diskutierende komplexe Frequenzgänge $H_l^N(i\omega)$ und $H_p^N(i\omega)$. Für $h_l^N(t)$ ergibt sich mit Gleichung 4.27

$$H_l^N(i\omega) = \tilde{a} + \tilde{b}(\gamma + \ln(\omega) + i\frac{\pi}{2}), \quad \tilde{b} > 0, \quad (4.34)$$

wobei $\gamma = -\int_0^\infty e^{-t} \ln(t) dt$ die EULERSche Konstante bezeichnet (Bronstein et al., 1999). Der komplexe Frequenzgang verläuft aufgrund des konstanten Imaginärteiles $\text{Im}(H_l^N) = \tilde{b} \frac{\pi}{2}$ parallel zur reellen Achse und ist in Abb. 4.14 anhand der bereits in Abb. 4.13 verwendeten Werte $\tilde{b} = \{0.05, 0.075, 0.1\}$ und mit $t_0 = 0.1 \text{ s}$ dargestellt. Die Eigenschaften $\lim_{t \rightarrow \infty} h_l^N = -\infty$ und $\lim_{t \rightarrow 0} h_l^N = \infty$ der Fkt. 4.32 im Zeitbereich bedingen, dass der Realteil für die Grenzwerte $\lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Re}(H_l^N)$ und $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Re}(H_l^N)$ im Frequenzbereich gegen $-\infty$ bzw. ∞

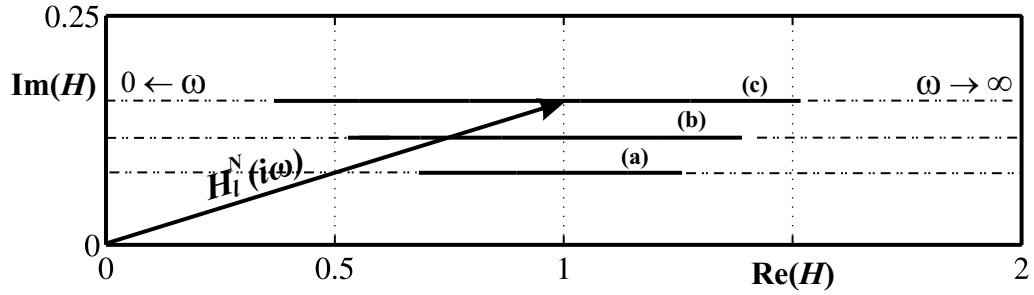


Abb. 4.14: komplexer Frequenzgang $H_l^N(i\omega)$ der Logarithmusfunktion $h_l^N(t)$ für drei verschiedene Parameter $\tilde{b} = \{0.05, 0.075, 0.1\}$ mit $\tilde{a} = \{0.885, 0.827, 0.77\}$ (jeweils $\{(a), (b), (c)\}$). Der Imaginärteil ist unabhängig von ω : $\text{Im}(H_l^N) = \tilde{b} \frac{\pi}{2}$. Der Realteil strebt gegen $\lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Re}(H_l^N) = -\infty$ und $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Re}(H_l^N) = \infty$. Der durchgezogene Liniensegment markiert innerhalb des Frequenzgangs $(-\cdots-)$ einen Frequenzbereich von $\omega = 10^{(-3)} \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ bis $\omega = 10^3 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$.

strebt. Für $h_p^N(t)$ lautet der komplexe Frequenzgang

$$H_p^N(i\omega) = \hat{a} \omega^{\hat{b}} \Gamma(1 - \hat{b}) e^{i\hat{b} \frac{\pi}{2}}, \quad 0 < \hat{b} < 1, \hat{a} > 0, \quad (4.35)$$

in welchem $\Gamma(x) = \int_0^\infty e^{-t} t^{(x-1)} dt$ die Gammafunktion bezeichnet (Bronstein et al., 1999). Der Parameter \hat{b} bestimmt unabhängig von ω mit $\tan \psi = \tan(\hat{b} \frac{\pi}{2})$ den konstanten Anstieg des Frequenzgangs. Die Eigenschaften $\lim_{t \rightarrow 0} h_p^N = \infty$ und $\lim_{t \rightarrow \infty} h_p^N = 0$ der Fkt. 4.33 im Zeitbereich korrespondieren mit den Grenzwerten $\lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Re}(H_p^N) = 0$ und $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Re}(H_p^N) = \infty$ im Frequenzbereich. Aufgrund des konstanten Anstiegs $\tan \psi$ ergeben sich in Abhängigkeit von ω die gleichen Grenzwerte $\lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Im}(H_p^N) = 0$ und $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Im}(H_p^N) = \infty$ für den imaginären Anteil.

Die komplexen Frequenzgänge in Abb. 4.14 und 4.15 zeigen, dass beide Funktionen $h_l^N(t)$ und $h_p^N(t)$ für einen definierten Frequenzbereich die Forderung nach einer relativ konstanten Dämpfung hinreichend erfüllen können. Dabei verwischen die Unterschiede zwischen beiden Funktionstypen hinsichtlich der Abbildung des Dämpfungsverhaltens mit kleiner werdendem Anstiegsparameter \tilde{b} bzw. Exponent \hat{b} , da die Änderung der Real- und Imaginärteile je Änderung der Frequenz kleiner wird (vgl. jeweils Frequenzgang (a) in Abb. 4.14 und 4.15 mit (b) und (c)). Allerdings sollte die im Zeitbereich festgelegte Bedingung $h^N(0) = 1$ unabhängig vom verwendeten Funktionstyp für $h^N(t)$ im Frequenzbereich die Grenzwerte $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Re}(H^N) = 1$ und $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Im}(H^N) = 0$ erzwingen, was wie aus Abb. 4.14 und 4.15 ersichtlich für beide Funktionen $h_l^N(t)$ und $h_p^N(t)$ nicht zutrifft. Das bedeutet, dass eine Diskussion der Anpassungsergebnisse im Frequenzbereich anhand der Funktionen 4.34 und 4.35, bei deren Bestimmung die Verschiebung um t_0 nicht berücksichtigt wurde, unzulässig ist, wenn die Berechnung der Parame-

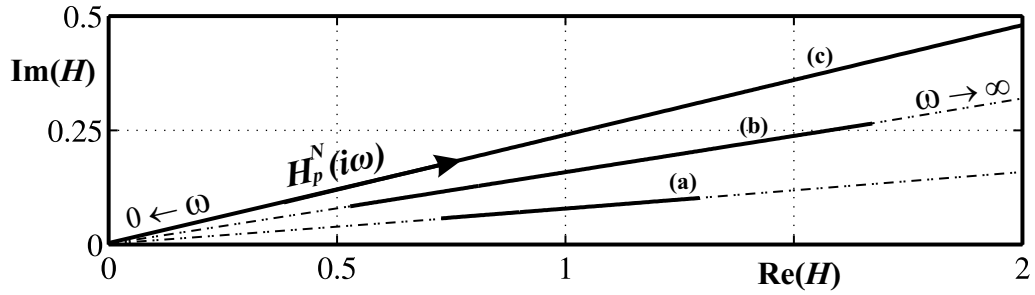


Abb. 4.15: komplexer Frequenzgang $H_p^N(i\omega)$ der Potenzfunktion $h_p^N(t)$ für drei verschiedene Parameter $\hat{b} = \{0.05, 0.1, 0.15\}$ mit $\hat{a} = \{0.891, 0.794, 0.708\}$ (jeweils $\{(a), (b), (c)\}$). Der Phasenwinkel $\psi = \text{Im}(H_p^N)/\text{Re}(H_p^N)$ ist unabhängig von ω : $\psi = \hat{b}\frac{\pi}{2}$. Real- und Imaginärteil sind im Grenzfall $\lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Re}(H_p^N) = \lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Im}(H_p^N) = 0$ und $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Re}(H_p^N) = \lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Im}(H_p^N) = \infty$. Der durchgezogene Linienabschnitt markiert innerhalb des Frequenzgangs ($-\cdots-$) einen Frequenzbereich von $\omega = 10^{(-3)} \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ bis $\omega = 10^3 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$.

ter \tilde{a} und \tilde{b} sowie \hat{a} und \hat{b} mit Hilfe der Funktionen 4.32 sowie 4.33 auf Basis der Zeitverschiebung t_0 nach links erfolgte. Demnach muss der Zeitversatz t_0 bereits bei der Berechnung des komplexen Frequenzgangs berücksichtigt werden, was für die Potenzfunktion 4.33 zu folgendem Resultat führt. Wird

$$h_{p_0}^N(t) = \hat{a} (t + t_0)^{-\hat{b}}, \quad 0 < \hat{b} < 1, \hat{a} > 0, t_0 > 0 \quad (4.36)$$

in die Gleichung 4.27 eingesetzt, erhält man den komplexen Frequenzgang

$$\begin{aligned} H_{p_0}^N(i\omega) &= \hat{a} \omega^{\hat{b}} \Gamma(1 - \hat{b}) e^{i(\hat{b}\frac{\pi}{2} + \omega t_0)} \\ &+ \frac{\hat{a} \omega^2 t_0^{(2-\hat{b})}}{(\hat{b}-1)(\hat{b}-2)} {}_1F_2\left(1; \left\{\frac{3-\hat{b}}{2}, \frac{4-\hat{b}}{2}\right\}; -\frac{1}{4} \omega^2 t_0^2\right) \\ &+ i \frac{\hat{a} \omega t_0^{(1-\hat{b})}}{(\hat{b}-1)} {}_1F_2\left(1; \left\{\frac{2-\hat{b}}{2}, \frac{3-\hat{b}}{2}\right\}; -\frac{1}{4} \omega^2 t_0^2\right). \end{aligned} \quad (4.37)$$

${}_1F_2$ bezeichnet die hypergeometrische Funktion

$${}_1F_2(\alpha_1; \{\beta_1, \beta_2\}; \mathbf{z}) = \frac{\Gamma(\beta_1) \Gamma(\beta_2)}{\Gamma(\alpha_1)} \sum_{k=0}^{\infty} \frac{\Gamma(\alpha_1 + k)}{\Gamma(\beta_1 + k) \Gamma(\beta_2 + k)} \frac{\mathbf{z}^k}{k!}.$$

Die Zeitverschiebung t_0 bedingt einen deutlich umfangreicheren Ausdruck für den komplexen Frequenzgang der Potenzfunktion. Aber die Funktion $H_{p_0}^N(i\omega)$ besitzt im Gegensatz zu $H_p^N(i\omega)$ genau die Grenzwerte $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Re}(H_{p_0}^N) = 1$ und $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Im}(H_{p_0}^N) = 0$ und erfüllt damit die Bedingung $h^N(0) = 1$ der Gleichung 4.12. Für $\omega \ll \hat{b}\frac{\pi}{2}/t_0$ dominiert der erste Term in Gleichung 4.37. Entsprechend weisen in diesem Frequenzbereich beide Frequenzgänge $H_p^N(i\omega)$ und $H_{p_0}^N(i\omega)$ die gleiche Charakteristik, das heißt einen konstanten Phasenwinkel ψ , der durch

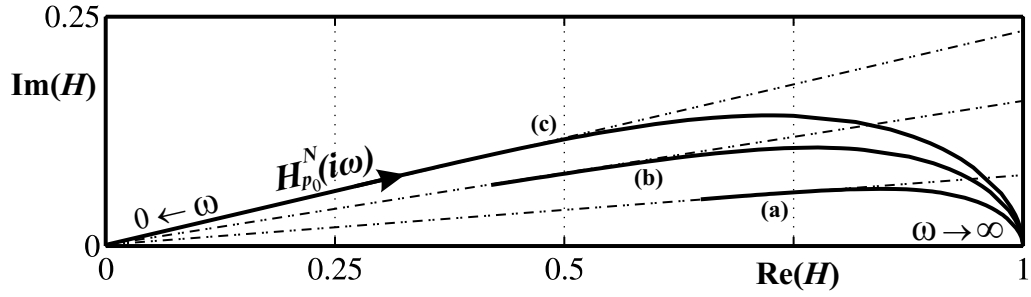


Abb. 4.16: komplexer Frequenzgang $H_{p_0}^N(i\omega)$ der Potenzfunktion $h_{p_0}^N(t)$ für drei verschiedene Parameter $\hat{b} = \{0.05, 0.1, 0.15\}$ mit $\hat{a} = \{0.891, 0.794, 0.708\}$ (jeweils $\{(a), (b), (c)\}$). Die $(- \cdots -)$ -Linie kennzeichnet den komplexen Frequenzgang $H_p^N(i\omega)$, der im Abschnitt kleiner Frequenzen dem Frequenzgang $H_{p_0}^N(i\omega)$ entspricht. Real- und Imaginärteil sind im Grenzfalle $\lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Re}(H_{p_0}^N) = \lim_{\omega \rightarrow 0} \text{Im}(H_{p_0}^N) = 0$ und $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Re}(H_{p_0}^N) = 1$ sowie $\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Im}(H_{p_0}^N) = 0$. Der durchgezogene Linienabschnitt markiert innerhalb des Frequenzganges einen Frequenzbereich von $\omega = 10^{(-3)} \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ bis $\omega = 10^3 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$.

den Parameter \hat{b} bestimmt wird, auf (Abb. 4.16). Der Exponent \hat{b} bestimmt innerhalb des komplexen Frequenzganges 4.37 das Verhältnis von Imaginär- zu Realteil und damit das Dämpfungsverhalten der Potenzfunktion. Da im Bereich hoher Frequenzen der Imaginärteil mit zunehmender Frequenz stetig abnimmt ($\lim_{\omega \rightarrow \infty} \text{Im}(H_{p_0}^N) = 0$), verhält sich das Gelenk für $\omega \rightarrow \infty$ elastisch. Der Zeitversatz t_0 hat keinen Einfluss auf den Verlauf des komplexen Frequenzganges, ist aber dafür verantwortlich, in welchem Frequenzbereich eine Dämpfung stattfindet und ab welchen Frequenzen elastisches Verhalten vorherrscht (Abb. 4.17).

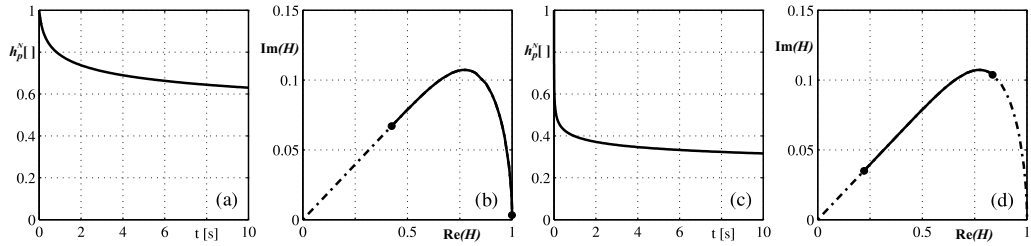


Abb. 4.17: Zeitverlauf der Potenzfunktion $h_{p_0}^N(t)$ (a und c) sowie komplexer Frequenzgang $H_{p_0}^N(i\omega)$ (b und d) für zwei verschiedene Zeitverschiebungen $t_0 = 10^{(-1)}\text{s}$ (a und b) und $t_0 = 10^{(-4)}\text{s}$ (c und d) mit $\hat{b} = 0.1$ sowie $\hat{a} = \{0.794, 0.398\}$. Der durchgezogene Linienabschnitt zwischen den beiden Punkten markiert innerhalb des Frequenzganges einen Frequenzbereich von $\omega = 10^{(-3)} \frac{\text{rad}}{\text{s}}$ bis $\omega = 10^3 \frac{\text{rad}}{\text{s}}$.

In der Regel ist bei natürlichen Bewegungsgeschwindigkeiten kein rein elastisches Verhalten biologischer Systeme zu beobachten. Dementsprechend ist zu gewährleisten, dass mindestens der experimentell erfasste Frequenzbereich durch die verwendeten Funktionen und die berechneten Parameterwerte adäquat abgebildet wird. Das bedeutet für die Fkt. 4.36, dass die bereits angeführte „Qualitäts“-

Bedingung $\omega < \hat{b}\frac{\pi}{2}/t_0$ zur Erfassung des Dämpfungsverhaltens sowie die darin enthaltene Abhängigkeit zwischen \hat{b} und t_0 berücksichtigt werden muss und erfordert, dass die Sprungdauer Δt eines Stufenexperiments nicht den Wert für den Zeitversatz t_0 festlegen darf.

4.3 Messung von Gelenkmomenten im Hüftgelenk

4.3.1 Einleitung

Voraussetzung für die quantitative Berechnung der freien Parameter der elastischen Antwort und der normierten Übergangsfunktion im Rahmen der quasilinearen viskoelastischen Theorie ist die experimentelle Bestimmung von Gelenkmoment-Winkel-Verläufen sowohl über einen möglichst großen Bewegungsbereich in der Sagittalebene des Hüftgelenkes als auch für ein möglichst breites Spektrum an Bewegungsgeschwindigkeiten. Die in Abschnitt 3.3 besprochenen mechanischen Eigenschaften des Aufbaus und das subjektive Empfinden des Probanden limitierte die Auswahl der kinematischen Eingangsparameter Winkelgeschwindigkeit und -beschleunigung für die Bewegung im Hüftgelenk, wobei psychologische Faktoren die Bandbreite der Eingangsvariablen stärker einschränkten als objektive Kriterien. In der Regel sind bei Messungen zur Beschreibung viskoelastischer Eigenschaften Versuchsreihen üblich, die einen Geschwindigkeits- bzw. Frequenzbereich von drei und mehr Zehnerpotenzen erfassen (Fung, 1973; Blickhan, 1986; Taylor et al., 1990). Innerhalb der hier dargestellten Versuchsreihen wurde ein Bereich von zwei Zehnerpotenzen vermessen, da Geschwindigkeiten unter $1^\circ/\text{s}$ aufgrund der Gesamtdauer der Bewegung nicht zumutbar waren und Geschwindigkeiten ab $100^\circ/\text{s}$ vom Probanden abgelehnt wurden, da dieser keine Kontrolle über die subjektiv als schnell empfundene Bewegung ausüben konnte. Die Flexions- und Extensionsgrenze für den Bewegungsbereich wurde unabhängig von der Apparatur durch die Muskel- und Gelenkeigenschaften der Probanden gesetzt. Die Größe des normalen Bewegungsbereiches (ROM) im Hüftgelenk und welche Strukturen für die Begrenzung in die jeweilige Bewegungsrichtung verantwortlich sind, wurde bereits in Abschnitt 2.4 erläutert.

4.3.2 Probandengruppe und Versuchsablauf

Die Probandengruppe bestand aus männlichen Studenten mit einem durchschnittlichen Alter von $25.4 (\pm 4.4)$ Jahren, einer Körpergröße von $1.80 (\pm 0.05)\text{m}$ und einer Körpermasse von $78 (\pm 10.8)\text{kg}$. Jeweils das linke Bein der Probanden wurde vermessen. Alle Versuchspersonen waren regelmäßig in unterschiedlichen Sport-

arten aktiv, wobei keiner der Probanden eine Sportart betrieb, bei der eine überdurchschnittliche Bewegungsreichweite leistungsbestimmend ist. Vor Beginn der Versuchsreihe wurden die zur Berechnung des Massenträgheitsmomentes benötigten Längen- und Umfangsparameter des Beines ermittelt, die Drehachse im Hüft- und Kniegelenk markiert und ihr Abstand vermessen. Anhand dieses Abstandes wurde die Distanz zwischen Motorachse und Scharnierachse des Hebelarmes eingestellt. Anschließend wurde die Versuchsperson in der Apparatur und das linke Bein am Hebelarm in der 0° -Kniewinkelstellung positioniert und festgeschnallt (vgl. Abschnitt 3.2.1). Mit Hilfe des xy-Tisches konnten Abweichungen zwischen der am Probanden markierten und der tatsächlichen Drehachse im Hüftgelenk ausgeglichen werden. Dazu wurde der Hebelarm mit befestigtem Bein vom Versuchsleiter manuell durch den gesamten ROM des Probanden bewegt. Während der Bewegung wurde die Längsverschiebung des Beines gegenüber einer Markierung am Hebelarm in der Nähe des Fußes überprüft. Die Lage des Probanden bezüglich der Motorachse und die Position des Beines im Hebelarm wurden solange korrigiert, bis die Längsverschiebung während der Bewegung im ROM minimal war. Wie Schönthaler & Ohlendorf (2002) demonstrierten, ist diese Längsverschiebung ein geeignetes Hilfsmittel, den Fehler bei der Bestimmung der Drehachse zu minimieren. Nachdem die Ausrichtung des Probanden in der Apparatur abgeschlossen war, wurden je zwei Testbewegungen mit mittlerer und hoher konstanter Geschwindigkeit über den gesamten Bewegungsbereich absolviert, um die Versuchsperson nach dem Gewöhnungstest (siehe Abschnitt 4.3.3) erneut mit der Apparatur vertraut zu machen. Anschließend wurde das Bein vom Motor entkoppelt und die Nullmomentstellung φ_0 für die aktuelle Kniewinkelposition ermittelt. Die Nullmomentstellung φ_0 bezeichnete die Gleichgewichtsposition des Gelenkes, in der sich bei nichtaktivierter Muskulatur und unter Ausschluss der Schwerkraft Flexions- und Extensionsmomente der Antagonisten ausgleichen. Sie ist in Bezug zur 0° -Hüftwinkelstellung angegeben.

Das Versuchsprotokoll setzte sich aus drei Teilen zusammen. Im ersten Teil wurden zwei Bewegungen mit einem Winkelbereich von $\pm 20^\circ$ um die Nullmomentstellung φ_0 des Hüftgelenkes vorgegeben. Die Winkelbeschleunigung betrug jeweils konstant $400^\circ/\text{s}^2$ und $600^\circ/\text{s}^2$. Jede Bewegung bestand aus zwei Bewegungszyklen (Abb. 4.18a). Mit Hilfe der Messergebnisse des ersten Teiles und der in Abschnitt 3.4 beschriebenen Methode wurden die Trägheitsparameter \vec{p} von Bein und Hebelarm bestimmt. Im zweiten Teil wurden Bewegungen mit konstanter Geschwindigkeit in einem Winkelbereich zwischen 90° Flexion und -15° Extension durchgeführt. An der 0° -Hüftwinkelstellung in Flexionsrichtung beginnend

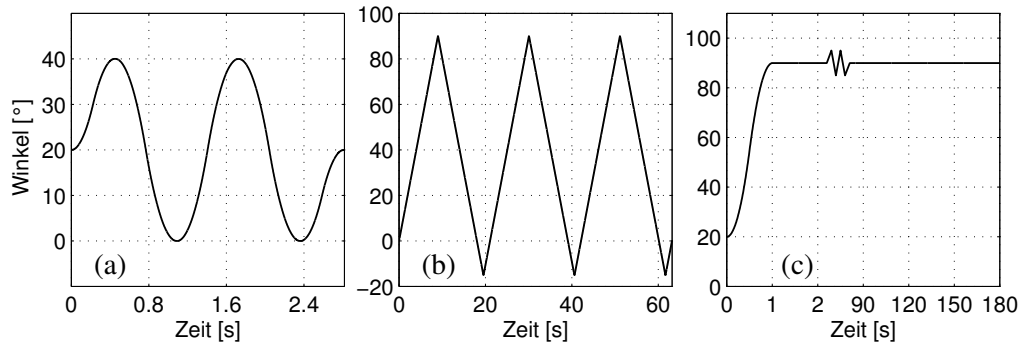


Abb. 4.18: Die in den drei Teilen des Versuchsprotokolls vorgegebenen Winkel-Zeit-Verläufe: (a) zwei Zyklen mit einer Amplitude von $\pm 20^\circ$ um die Nullmomentstellung φ_0 (z.B. 20°) bei konstanter Winkelbeschleunigung von $400^\circ/\text{s}^2$. (b) drei Zyklen beginnend und endend an der 0° -Hüftwinkelstellung über einen Winkelbereich zwischen 90° Beugung und -15° Streckung mit konstanter Winkelgeschwindigkeit (z.B. $10^\circ/\text{s}$). (c) Sprung bei konstanter Winkelbeschleunigung (z.B. $280^\circ/\text{s}^2$) in einer Sekunde auf einen konstanten Winkelwert (z.B. 90°) ausgehend von der Nullmomentstellung φ_0 sowie Halten der Winkelposition für 180 Sekunden.

wurden je Geschwindigkeit ($1^\circ/\text{s}$, $2^\circ/\text{s}$, $3^\circ/\text{s}$, $4^\circ/\text{s}$, $5^\circ/\text{s}$, $10^\circ/\text{s}$, $20^\circ/\text{s}$, $30^\circ/\text{s}$, $40^\circ/\text{s}$, $50^\circ/\text{s}$, $60^\circ/\text{s}$, $70^\circ/\text{s}$ und $80^\circ/\text{s}$) drei Bewegungszyklen absolviert (Abb. 4.18b). Eine konstante Winkelbeschleunigung von $400^\circ/\text{s}^2$ leitete für Geschwindigkeiten bis einschließlich $30^\circ/\text{s}$ die Geschwindigkeitsänderungen zu Beginn und am Ende der Bewegung sowie an den Umkehrpunkten ein. Ab einer Geschwindigkeit von $40^\circ/\text{s}$ wurde zur Vergrößerung des winkelbeschleunigungsfreien Bewegungsabschnittes eine Winkelbeschleunigung von $600^\circ/\text{s}^2$ eingesetzt. Zwischen den Einzelversuchen wurde eine Pause von einer Minute eingehalten. Die Abfolge der Bewegungen wurde innerhalb des zweiten Teiles des Versuchsprotokolls randomisiert. Im dritten Teil des Versuchsprotokolls wurde jeweils ausgehend von der Nullmomentstellung φ_0 ein konstanter Winkel angesteuert, der 180 Sekunden lang gehalten wurde. In 10° -Schritten wurde ein Winkelbereich von -20° bis 90° vermessen, wobei abhängig von und beginnend an der Nullmomentstellung φ_0 mindestens 25° „gesprungen“ wurde, da für kleinere Winkeländerungen keine signifikante Relaxation des Gelenkmomentes zu beobachten war. Das bedeutet, dass beispielsweise bei einer Nullmomentstellung φ_0 von 20° in einzelnen Versuchen der Gelenkmoment-Zeit-Verlauf in den Winkelstellungen 50° , 60° , 70° , 80° und 90° in Beugerichtung sowie -10° und -20° in Streckrichtung aufgezeichnet wurde. Die Winkeländerung betrug entsprechend zwischen 30° und 70° . Der Wert der vorgegebenen konstanten Winkelbeschleunigung wurde so gewählt, dass die Winkeländerung nach einer Sekunde abgeschlossen war (Abb. 4.18c). Zwischen dem Ende einer einzelnen Messungen und dem Beginn der nächsten lag eine Pause

von drei Minuten. Die Reihenfolge der Winkelstellungen wurde wie im zweiten Teil des Protokolls zufällig gewählt.

Der beschriebene Ablauf des Versuchsprotokolls mit seinen drei Teilabschnitten wurde jeweils für die fünf diskreten Kniewinkelpositionen 0° , 30° , 45° , 60° und 90° wiederholt (Abb. 4.19). Zwischen den Kniewinkelpositionen lag eine Pause von mindestens 15 Minuten.

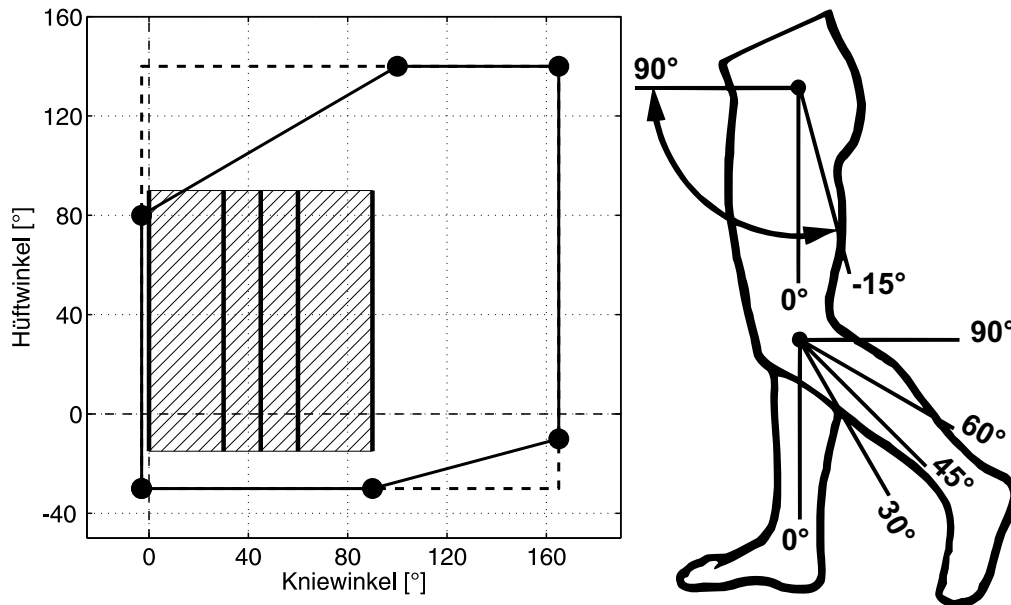


Abb. 4.19: Die dicken Linien in der schraffierten Fläche kennzeichnen den vermessenen Bewegungsbereich von -15° bis 90° im Hüftgelenk für die fünf konstanten Kniewinkel 0° , 30° , 45° , 60° und 90° . Der vermessene Gelenkbereich geht für die Konstellation 0° -Kniewinkel und 90° -Hüftbeugung über den vom Sechseckmodell von Nonaka et al. (2002) gekennzeichneten Bereich hinaus, was auf einen Unterschied zwischen den Probandengruppen hindeutet.

4.3.3 Überprüfung der muskulären Aktivität

Um unwillkürliche Aktivität der Muskulatur während einer Messung möglichst auszuschließen, lag die Bewegungsgrenze in den Versuchsreihen jeweils für Flexion und Extension mindestens 10° unterhalb der maximalen Bewegungsreichweite der Probanden. Die Probanden wurden angewiesen, sich während der gesamten Versuchsreihen nicht aktiv an der vom Motor vorgegebenen Bewegung zu beteiligen, also keine willkürlichen Muskelkontraktionen auszuführen. Um ein rein passives Verhalten und die Entspannung der Probanden sicherzustellen, absolvierte jeder Proband an einem separaten Termin einen Gewöhnungstest, bei dem er vollständig in der Apparatur positioniert und mit den später in den Versuchsreihen vorgegebenen Bewegungsbereichen, Geschwindigkeiten und Gelenkpositionen

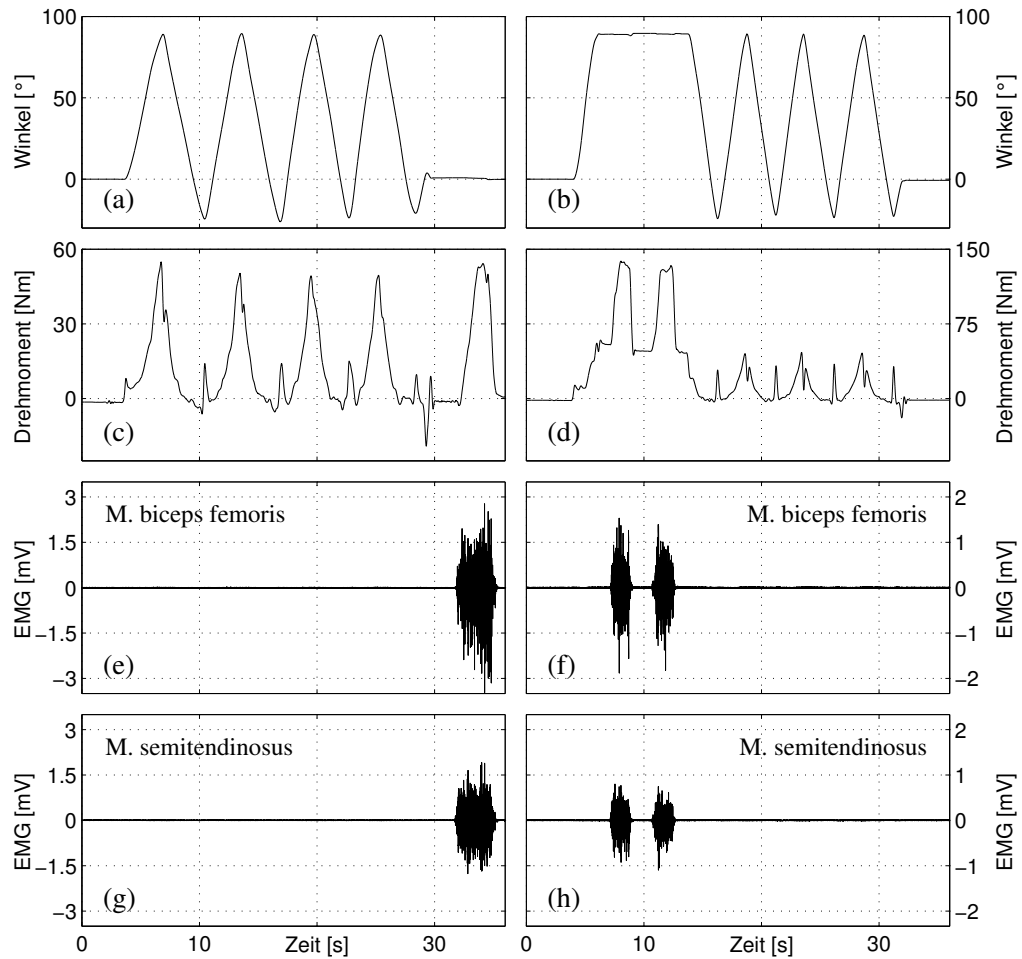


Abb. 4.20: Charakterisierung der muskulären Aktivität der Hüftstrecker eines Probanden mittels EMG: Zeitverläufe vom Winkel (a) und (b), Gelenkmoment (c) und (d), EMG des M. biceps femoris (e) und (f) und EMG des M. semitendinosus (g) und (h) für eine Bewegung mit annähernd konstanter Geschwindigkeit und abschliessender Kontraktion in der 0°-Hüftwinkelstellung (linke Spalte) und für eine Bewegung mit annähernd konstanter Geschwindigkeit und zwei Kontraktionen in der 90°-Hüftwinkelstellung nach Erreichen der Beugegrenze im ersten Bewegungszyklus (rechte Spalte). Außerhalb der Phasen willkürlicher Kontraktion ist keine muskuläre Aktivität zu beobachten. (Der Moment-Zeit-Verlauf wurde nicht vom Beitrag des Massenträgheitsmomentes bereinigt.)

vertraut gemacht wurde. Die Art und Weise der Positionierung des Probanden in der Apparatur und der Durchführung der Versuchsreihen förderte neben der lokalen Entspannung der Muskulatur des Hüftgelenkes auch ein Absenken der zentralnervösen Aktivität. Körperhaltung und -lage im Schwerfeld wurden vollständig von der Apparatur stabilisiert und verlangten keinen aktiven Beitrag vom Probanden. Des Weiteren musste der Proband während der Versuche keine Entscheidungen treffen, die seine Aufmerksamkeit erforderten.

Um die Muskelaktivität objektiv einzuschätzen, wurde am Ende des Gewöhnungs-

testes ein EMG des M. biceps femoris caput longum, des M. semitendinosus und des M. rectus femoris aufgezeichnet. Dafür wurde eine Bewegung, die den im Experiment absolvierten Gelenkbereich in mehreren Bewegungszyklen durchlief, manuell vom Versuchsleiter vorgegeben (vgl. Abschnitt 3.2.4). Um im Allgemeinen den Grad der Muskelaktivität zu beurteilen, wird vorzugsweise die Aktivität bei maximal willkürlicher Anspannung (MVC) als Referenz-EMG verwendet. Eine Überprüfung sowie MVC wurden auf die Hüft-Kniegelenk-Winkelkombinationen beschränkt, in denen die größten Muskellängen und passiven Spannungen und damit die intensivsten muskellängenabhängigen Reize zu erwarten waren, um unwillkürliche Muskelkontraktion zu provozieren. Folglich wurden die Hüftstrecker bei fixiertem 0° -Kniewinkel in der kurzzeitig konstant gehaltenen 90° -Hüftwinkelstellung und die Hüftbeuger bei fixiertem 90° -Kniewinkel in der -20° -Hüftwinkelstellung kontrahiert. Zusätzlich wurden die Kontraktionen für beide Muskelgruppen für die eben genannten Kniewinkelpositionen in der 0° -Hüftwinkelstellung wiederholt. Dadurch wurde sowohl ein Referenzwert im Bereich der Bewegungsgrenzen aufgenommen als auch in einer relativ neutralen mittleren Gelenkstellung gemessen. Die während der Kontraktion parallel erfassten Gelenkmomente korrespondierten zwar zeitlich, aber nicht im Betrag mit dem aufgezeichneten EMG, da weitere Hüftbeuger und -strecker Beiträge zum Gesamtmoment lieferten, die elektromyographisch nicht erfasst wurden. Wegen der subjektiv vom Probanden als unangenehm empfundenen Gelenkposition waren die Voraussetzungen für eine maximal willkürliche Kontraktion an den Bewegungsgrenzen ungünstig. Es ist somit wahrscheinlich, dass die Probanden trotz Instruktion ihr Vermögen maximal zu kontrahieren, nicht ausschöpften, was sich in den geringeren Amplituden des EMG bei großer Gelenkamplitude im Vergleich zu Kontraktionen in mittlerer Gelenkstellung ausdrückt (Abb. 4.20). Eine objektive Beurteilung der Passivität der Muskulatur wird durch beide Sachverhalte nicht negativ beeinflusst, da letztendlich nicht die Relation zur maximal willkürlichen Kontraktion sondern das Auftreten muskulärer Aktivität im Bereich der Bewegungsgrenze überhaupt, als Kriterium herangezogen wurde. Personen, die außerhalb der aktiven Kontraktionsphasen Aktivität zeigten, das heißt, bei denen das EMG-Signal sichtbar vom Grundrauschen abwich, wurden nicht in die Probandengruppe aufgenommen.

4.3.4 Reliabilität der gemessenen Moment-Zeit-Verläufe

Um die Reliabilität der durchgeführten Messungen zu überprüfen, wurde die Abfolge der Messungen im zweiten und dritten Teil des Versuchsprotokolls so gestaltet, dass die Bewegung mit einer konstanten Geschwindigkeit von $4^\circ/\text{s}$ und die

konstante Hüftwinkeländerung zur 80°-Winkelstellung innerhalb der ersten drei vorgegebenen Trajektorien lag und nach Abschluss des dritten Protokollabschnittes vor der Einstellung des nächsten Kniewinkels wiederholt wurde. Diese Methode der Testwiederholung war zulässig, da History-Effekte durch ausreichend lange Pausen zwischen den einzelnen Versuchen minimiert wurden und der Messvorgang die Eigenschaften des Hüftgelenkes nicht beeinflusste. Als Gütekriterium wurde der Mittelwert und die Standardabweichung aus der Differenz zwischen beiden Messungen berechnet und in Bezug zum Maximalwert aus Test und Retest gesetzt. Die Abweichung zwischen beiden Zeitreihen betrug 2.4%(±2.2%).

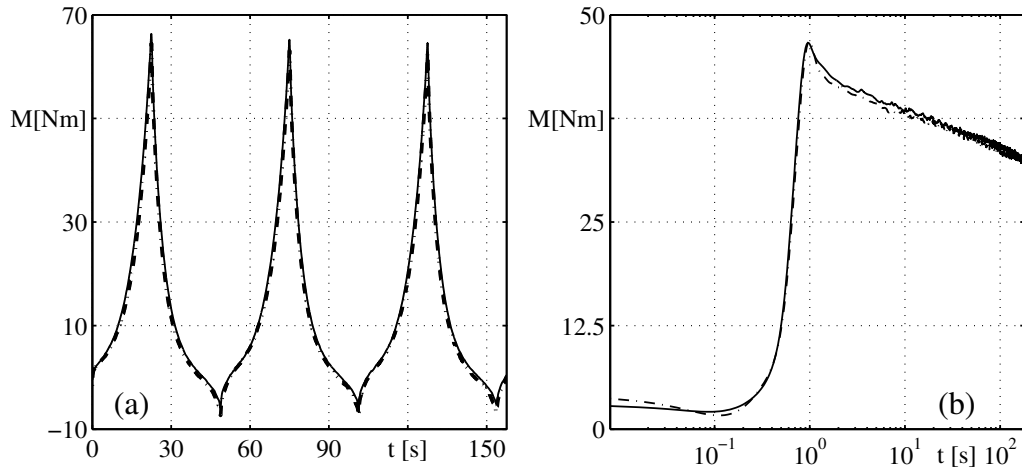


Abb. 4.21: Reliabilität der Messergebnisse: M - t -Verlauf zweier Messungen eines Probanden mit konstanter Geschwindigkeit von 4°/s (a) und M - $\ln(t)$ -Verlauf zweier Messungen eines Probanden für eine konstante Winkeländerung zur 80° Hüftwinkelstellung (b).

4.4 Ergebnisse der Parameterbestimmung

4.4.1 Ablauf der Parameterberechnung

Zur Beschreibung der elastischen Antwort $M^e(\varphi)$ wurde die Funktion 4.24 mit den vier freien Parametern c_1 , c_2 , k_1 und k_2 verwendet. Als normierte Übergangsfunktion $h^N(t)$ wurden $h_s^N(t)$ (Glg. 4.29 mit den Parametern \hat{c} , τ_1 und τ_2), $h_{p_0}^N(t)$ (Glg. 4.36 mit den Parametern \hat{a} , \hat{b} und t_0) und $h_e^N(t)$ (Glg. 4.25 mit den Parametern \hat{c}_0 , \hat{c}_1 , \hat{c}_2 , τ_1 und τ_2) jeweils unabhängig voneinander mit der elastischen Antwort $M^e(\varphi)$ in das Faltungsintegral eingesetzt, so dass im Ergebnis zu jeder normierten Übergangsfunktion eine Parameterkombination c_1 , c_2 , k_1 und k_2 für die elastische Antwort $M^e(\varphi)$ existiert. Die freien Parameter der elastischen

Antwort und der normierten Übergangsfunktion wurden zum Parametersatz \vec{p} zusammengefasst. Die Berechnung eines Parametersatzes \vec{p} wurde mit Hilfe von Funktionen zur nichtlinearen Anpassung aus der Optimization Toolbox der Software MATLAB[®] durchgeführt. Abb. 4.22 zeigt schematisch den Ablauf des Iterationszyklus. Sowohl die Daten der Messungen mit konstanter Geschwindigkeit aus dem zweiten Teil des Versuchsprotokolls (Abb. 4.18 b) als auch die Daten aus dem dritten Teil, bei dem ein konstanter Winkel angesteuert und gehalten wurde (Abb. 4.18 c), gingen in die Berechnung der Parameter ein.

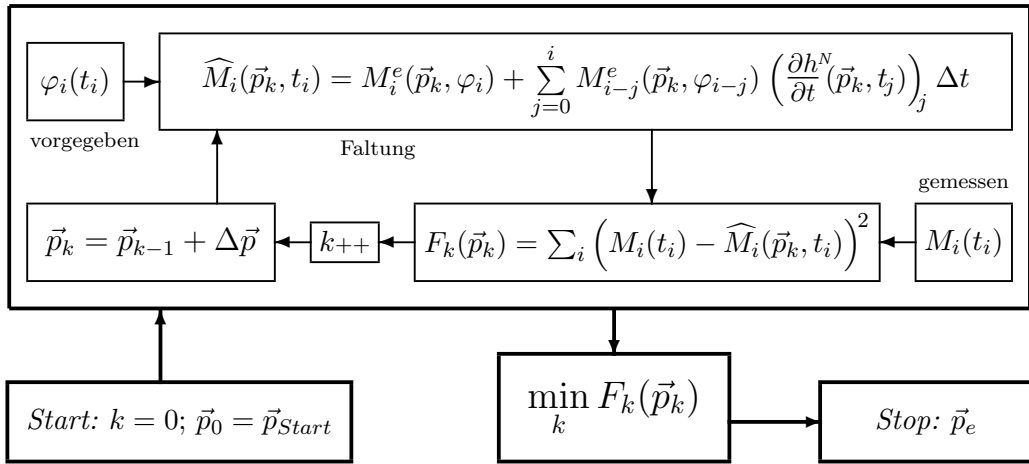


Abb. 4.22: Schema zum Ablauf der Berechnung des Parametersatzes $\vec{p} = (c_1, c_2, k_1, k_2, \{\hat{c}_0, \hat{c}_1, \hat{c}_2, \tau_1, \tau_2 \text{ oder } \hat{c}, \tau_1, \tau_2 \text{ oder } \hat{a}, \hat{b}, t_0\})$: \vec{p} wurde zu Beginn mit dem frei wählbaren Parametersatz \vec{p}_{Start} initialisiert. Anhand des vorgegebenen Winkel-Zeit-Verlaufs $\varphi(t)$ der Bewegung wurde der Moment-Zeit-Verlauf $\widehat{M}(t)$ berechnet. $\widehat{M}(t)$ wurde unter Verwendung der Methode der kleinsten Quadrate an den gemessenen Moment-Zeit-Verlauf $M(t)$ angepasst. Der Parametersatz \vec{p} wurde so lange variiert, bis sich das Minimum der Abstandsquadrate durch den Ergebnisparametersatz \vec{p}_e ergab. i: Index der Werte der Zeitfunktionen; k: Laufindex für die Variation von \vec{p} .

4.4.2 Anpassungsergebnis für einen Probanden

Um einen Eindruck von der Güte der Anpassung zu erhalten, werden hier exemplarisch die Ergebnisse für die drei verschiedenen Kombinationen zwischen der elastischen Antwort $M^e(\varphi)$ und den normierten Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$, $h_e^N(t)$ und $h_{p_0}^N(t)$ für einen Probanden (Nr. 13) dargestellt.

Die Abb. 4.23 bis 4.27, 4.30 bis 4.34 und 4.37 bis 4.41 zeigen für jeweils alle fünf Kniewinkel von 0° bis 90° die Anpassungsergebnisse der Messungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit für die drei Kombinationen zwischen normierter Übergangsfunktion und elastischer Antwort in der Reihenfolge $h_s^N(t)$ und $M^e(\varphi)$, $h_e^N(t)$ und $M^e(\varphi)$ sowie $h_{p_0}^N(t)$ und $M^e(\varphi)$. Jede einzelne Grafik einer vier mal

drei Anordnung basiert auf einer Winkelgeschwindigkeit und beinhaltet die elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie), den berechneten Moment-Winkel-Verlauf $\widehat{M}(\varphi)$ (gestrichelte Linie) und den gemessenen Verlauf $M(\varphi)$ (dünne Linie). Die Funktionen $\widehat{M}(\varphi)$ und $M(\varphi)$ bilden die berechneten und gemessenen Hysteresen. Die elastische Antwort zeigt natürlich in allen zwölf Grafiken eines Kniewinkels den gleichen Verlauf. Lediglich der berechnete $\widehat{M}(\varphi)$ -Verlauf variiert mit der Winkelgeschwindigkeit bzw. Zyklusfrequenz.

Die Abb. 4.28 und 4.29, 4.35 und 4.36 sowie 4.42 und 4.43 zeigen ebenfalls in der eben genannten Reihenfolge $h_s^N(t)$, $h_e^N(t)$ und $h_{p_0}^N(t)$ der Übergangsfunktionen (wiederum jeweils in Kombination mit dem dazu gehörenden Parametersatz $\{c_1, c_2, k_1, k_2\}$ der Funktion $M^e(\varphi)$) die Anpassungsergebnisse der Versuche, in denen aus der Nullmomentstellung φ_0 ein konstanter Hüftwinkel angesteuert wurde. Alle Versuche einer Kniewinkelstellung sind in einem Grafikfenster zusammengefasst. Für jeden Moment-Zeit-Verlauf ist die zu Grunde liegende Hüftwinkelposition angegeben. Der Verlauf der elastischen Antwort wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit und zur Vermeidung von Überschneidungen zwischen Moment-Zeit-Verläufen unterschiedlicher Hüftwinkelpositionen nicht eingezeichnet. Die gestrichelte Linie zeigt den berechneten Moment-Zeit-Verlauf $\widehat{M}(t)$ und die dünne Linie den gemessenen Verlauf $M(t)$. Pro Kniewinkel sind für die normierten Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$ und $h_e^N(t)$ die Lage der charakteristischen Zeitkonstanten τ_1 und τ_2 markiert.

Die vollständigen Parametersätze \vec{p} sind für alle Probanden im Anhang A zu finden.

Elastische Antwort $M^e(\varphi)$ und normierte Übergangsfunktion $h_s^N(t)$

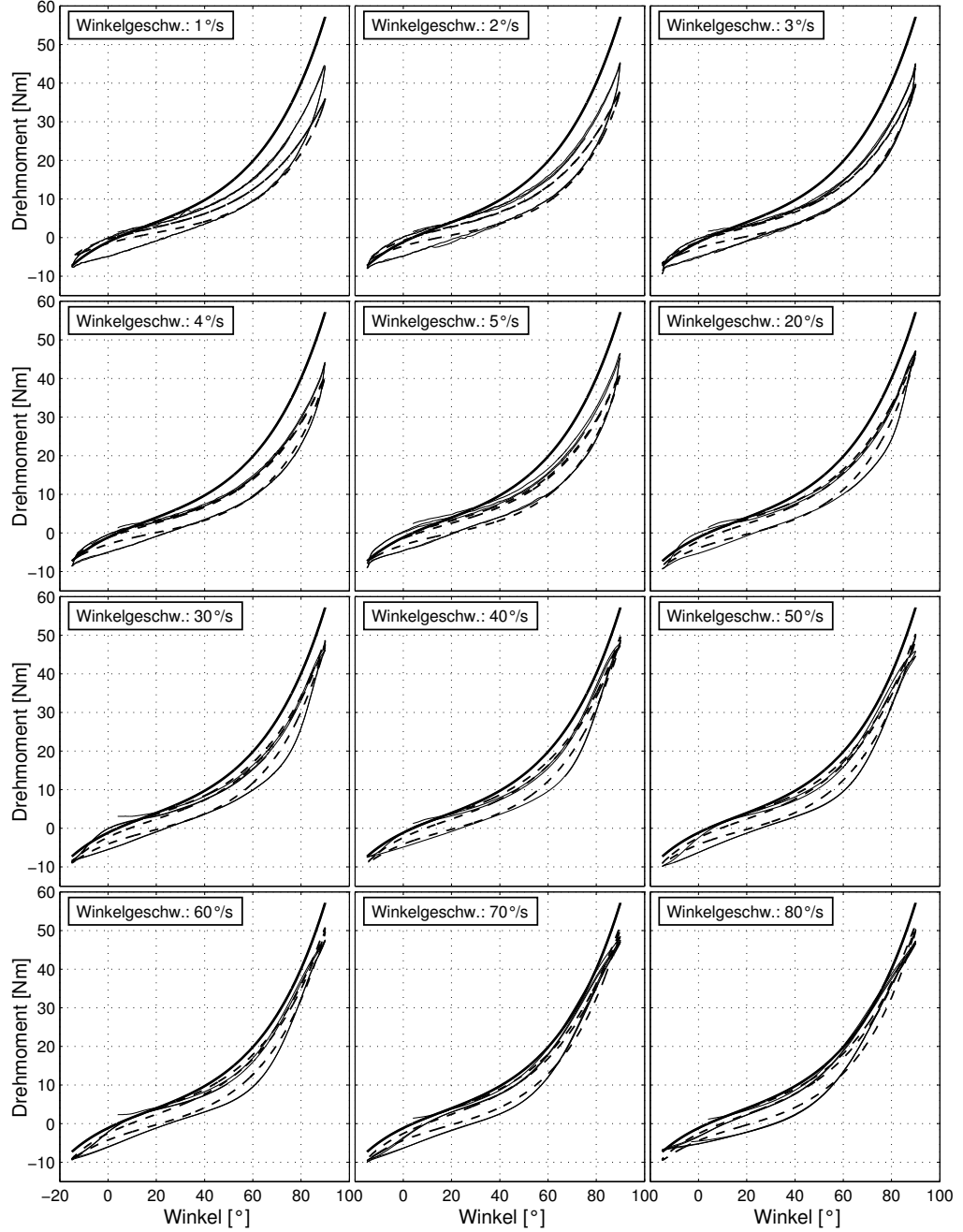


Abb. 4.23: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 0°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$ aus Gleichung 4.29: $\hat{c} = 0.13$, $\tau_1 = 0.156$ s, $\tau_2 = 38.1$ s; Parameterwerte der elastischen Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 2.49$ Nm, $k_1 = 2.077 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 3.54$ Nm, $k_2 = 3.016 \frac{1}{\text{rad}}$.

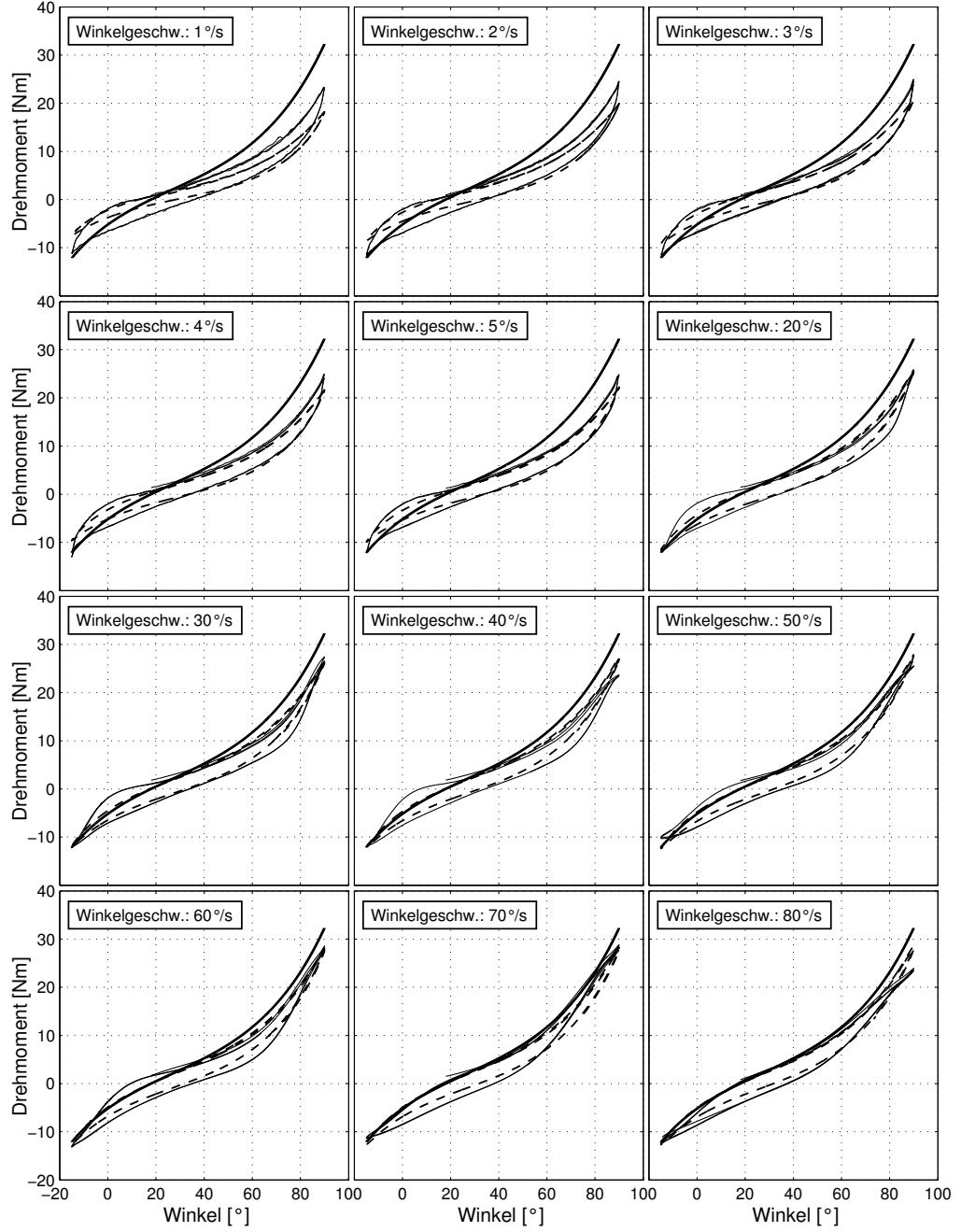


Abb. 4.24: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 30°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$ aus Gleichung 4.29: $\hat{c} = 0.18$, $\tau_1 = 0.155\text{ s}$, $\tau_2 = 55.8\text{ s}$; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 2.79\text{ Nm}$, $k_1 = 1.931 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 3.68\text{ Nm}$, $k_2 = 2.317 \frac{1}{\text{rad}}$.

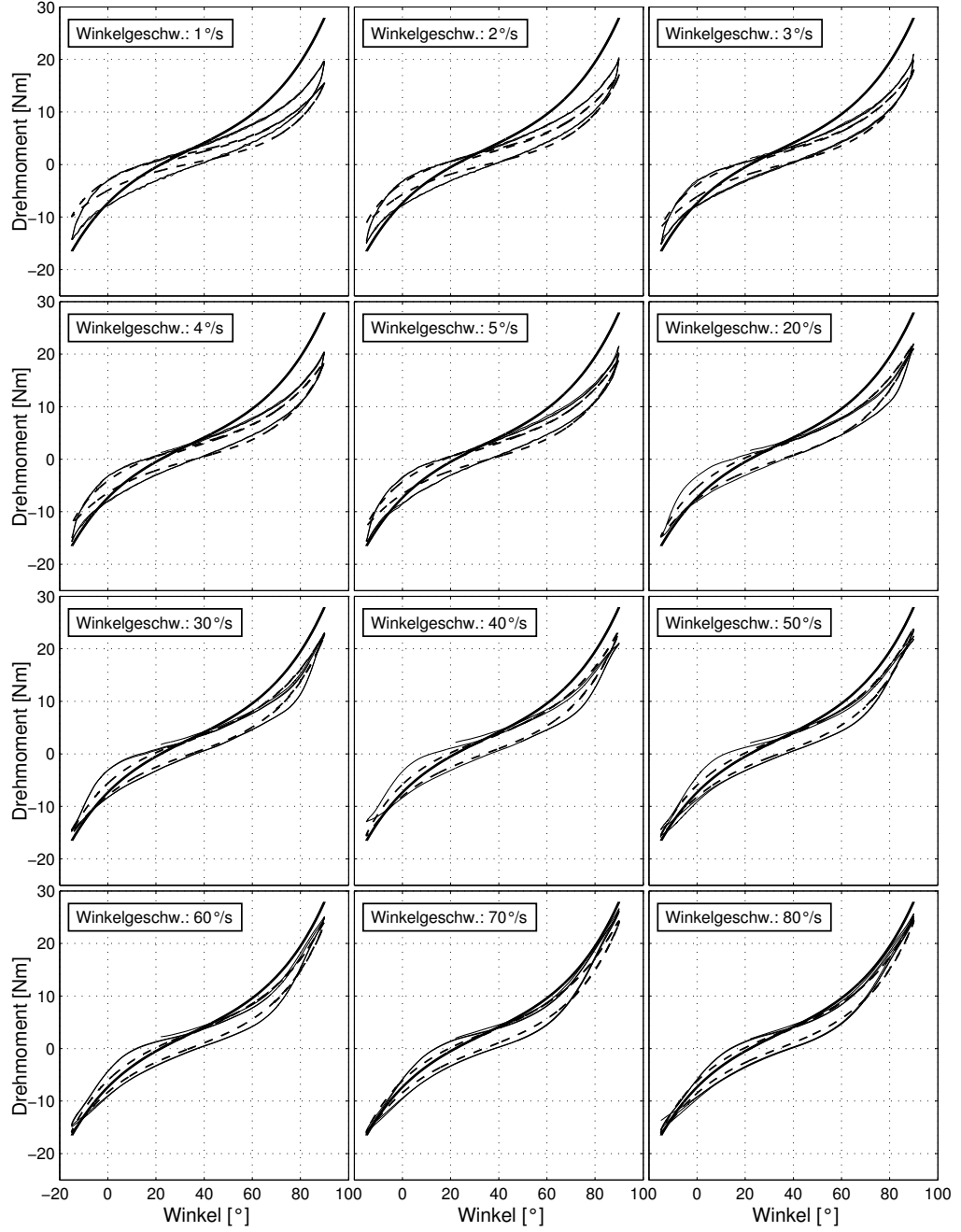


Abb. 4.25: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 45°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$ aus Gleichung 4.29: $\hat{c} = 0.18$, $\tau_1 = 0.126\text{ s}$, $\tau_2 = 69.8\text{ s}$; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 1.73\text{ Nm}$, $k_1 = 2.266 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 4.56\text{ Nm}$, $k_2 = 2.275 \frac{1}{\text{rad}}$.

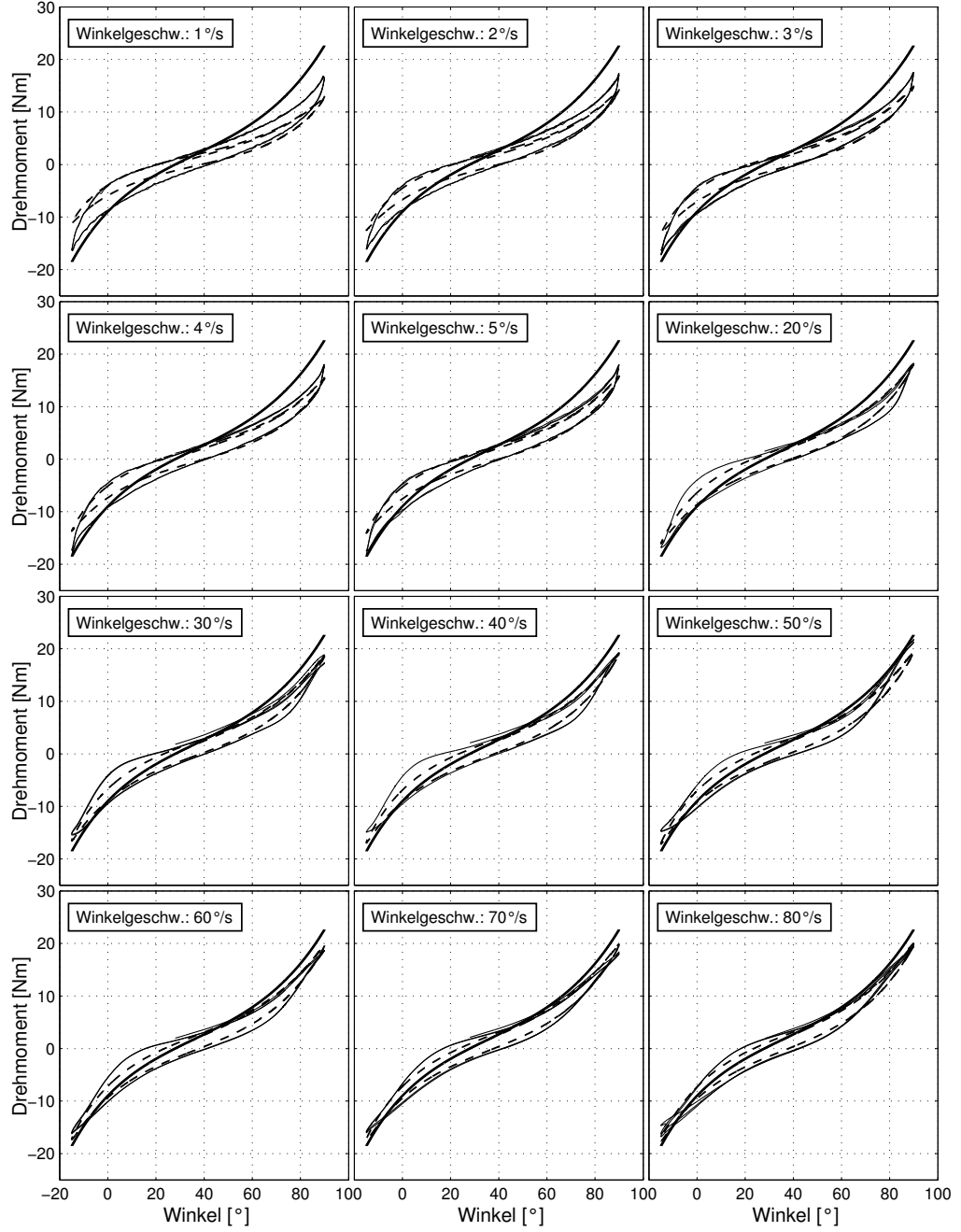


Abb. 4.26: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 60°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$ aus Gleichung 4.29: $\hat{c} = 0.17$, $\tau_1 = 0.117\text{ s}$, $\tau_2 = 98.4\text{ s}$; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 2.81\text{ Nm}$, $k_1 = 1.916\frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 3.35\text{ Nm}$, $k_2 = 2.367\frac{1}{\text{rad}}$.

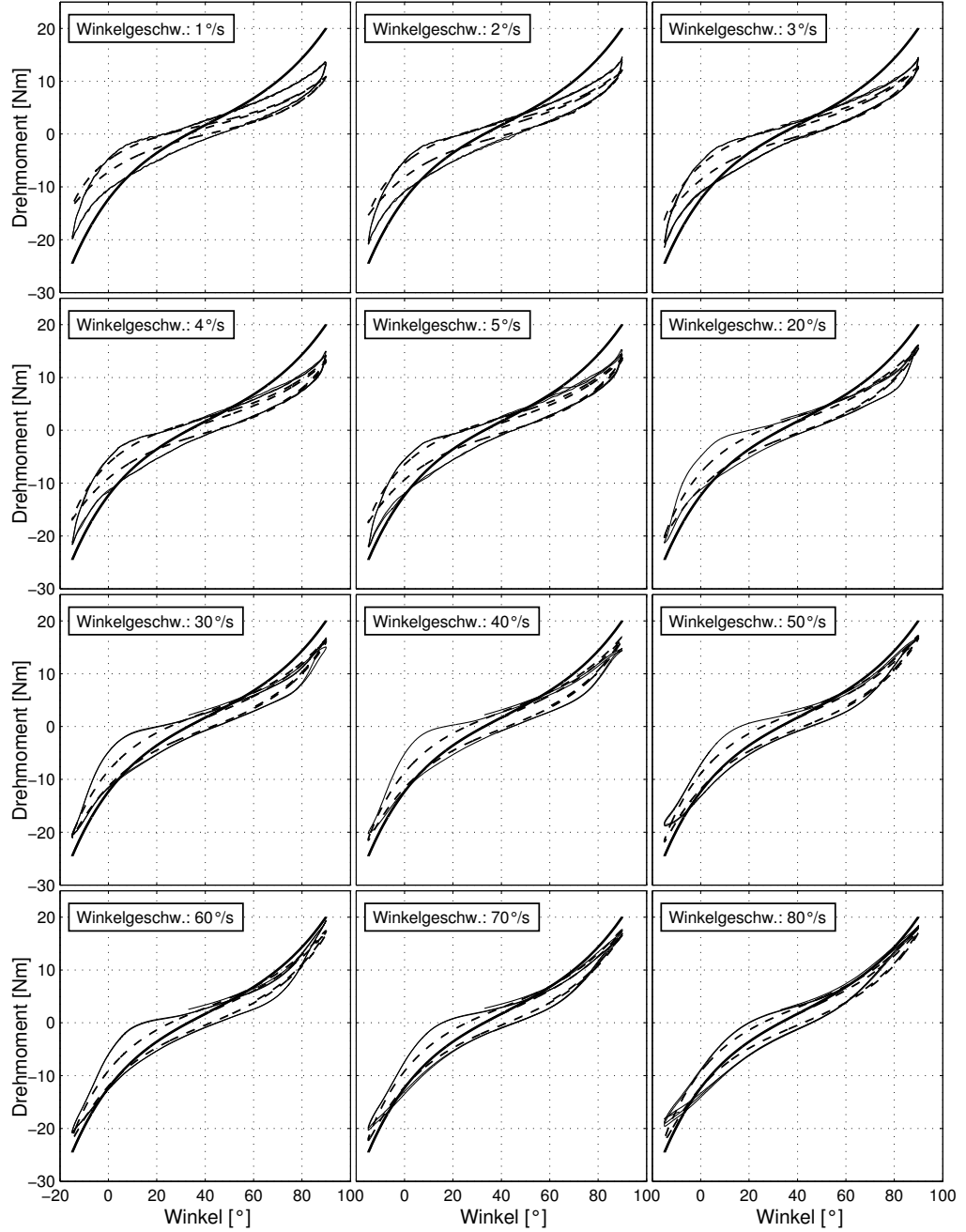


Abb. 4.27: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 90°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$ aus Gleichung 4.29: $\hat{c} = 0.18$, $\tau_1 = 0.101$ s, $\tau_2 = 52.8$ s; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 3.07$ Nm, $k_1 = 1.879 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 3.58$ Nm, $k_2 = 2.356 \frac{1}{\text{rad}}$.

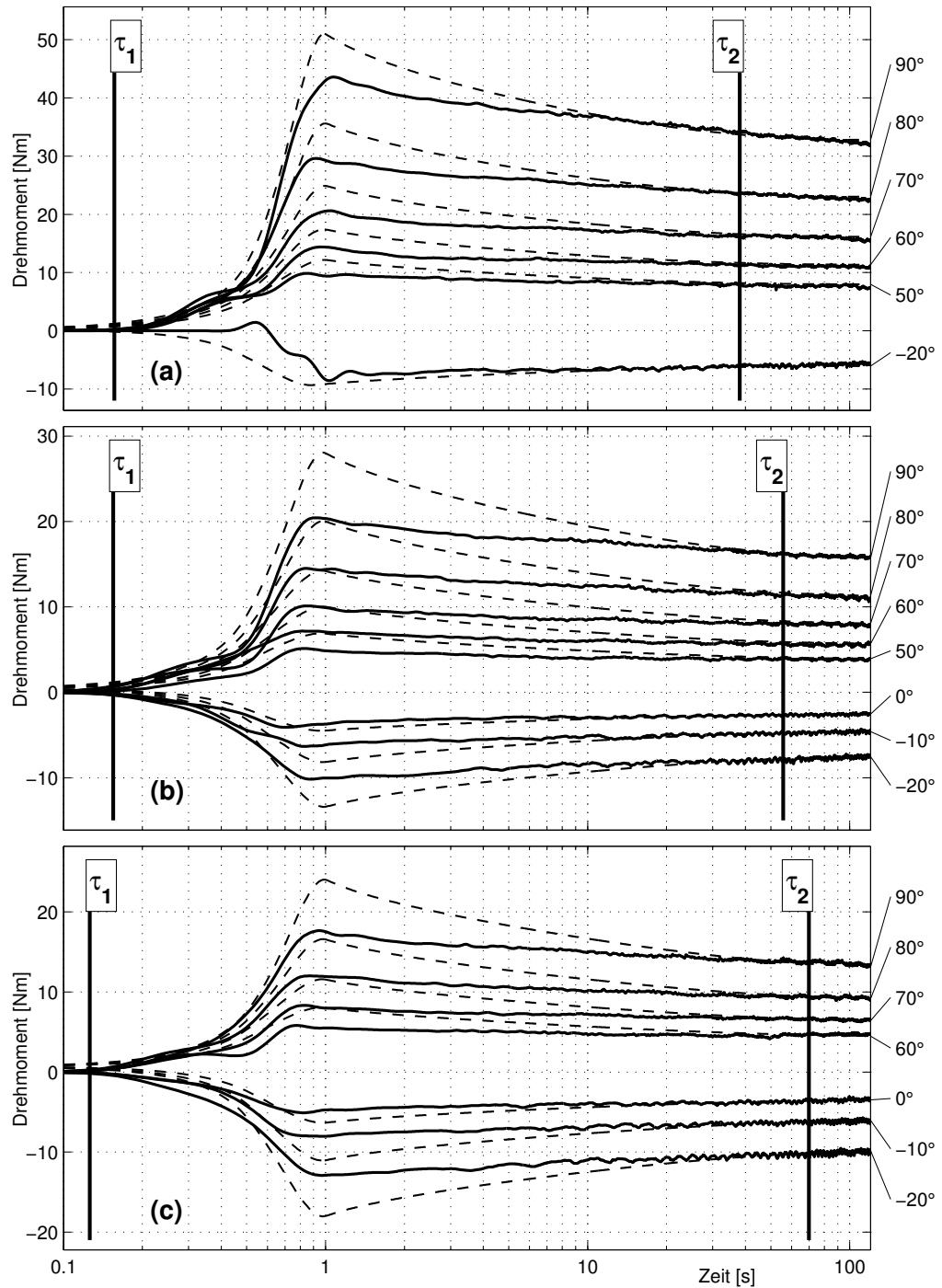


Abb. 4.28: Anpassungsergebnis für die Sprünge zu konstanten Hüftwinkeln im 0°-Kniewinkel (a), 30°-Kniewinkel (b) und 45°-Kniewinkel (c) (Proband Nr. 13); Für jeden gemessenen (dicke Linie) und berechneten (gestrichelte Linie) Moment-Zeit-Verlauf sind rechts die angesteuerten Hüftwinkel angegeben. Die Werte für die berechneten Parameter sind den Beschriftungen zu den Abb. 4.23 für (a), 4.24 für (b) und 4.25 für (c) zu entnehmen. Die senkrechten und mit τ_1 und τ_2 beschrifteten Linien kennzeichnen die Lage der charakteristischen Zeitkonstanten der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$ im Zeitverlauf.

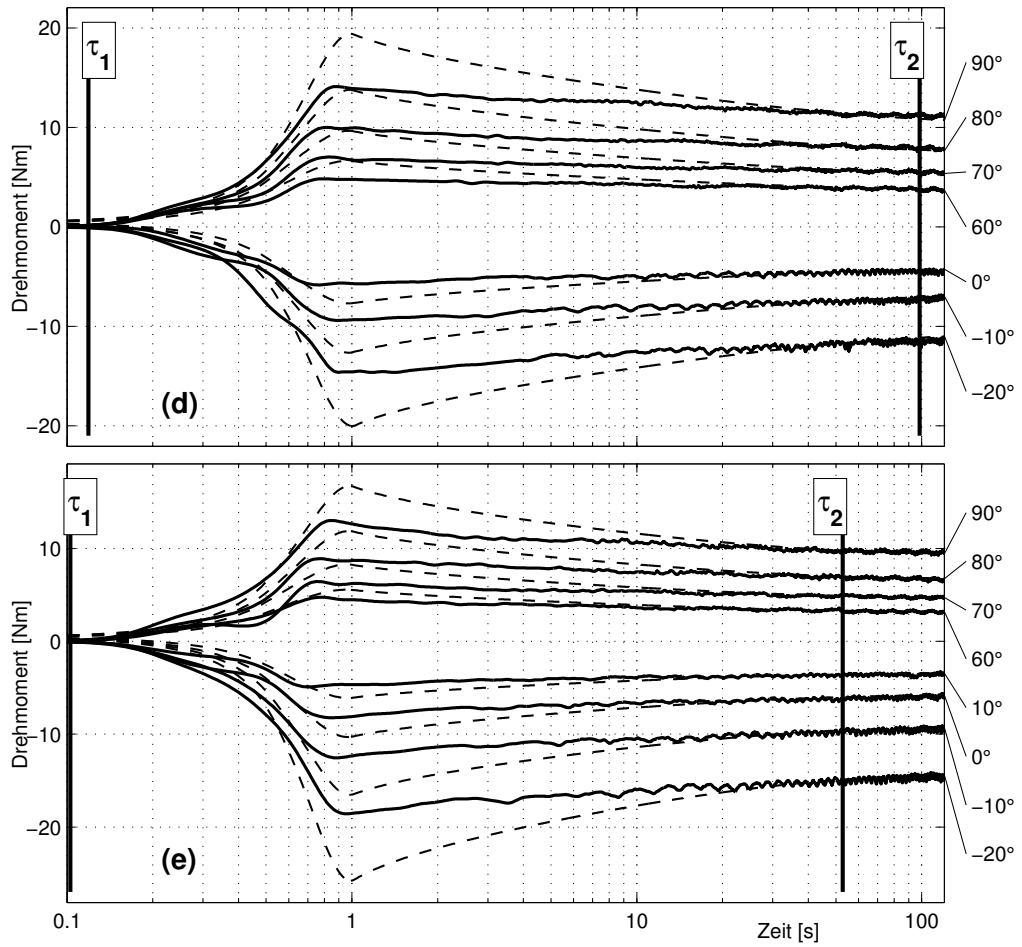


Abb. 4.29: Anpassungsergebnis für die Sprünge zu konstanten Hüftwinkeln im 60°-Kniewinkel (d) und 90°-Kniewinkel (e) (Proband Nr. 13); Für jeden gemessenen (dicke Linie) und berechneten (gestrichelte Linie) Moment-Zeit-Verlauf sind rechts die angesteuerten Hüftwinkel angegeben. Die Werte für die berechneten Parameter sind den Beschriftungen zu den Abb. 4.26 für (d) und 4.27 für (e) zu entnehmen. Die senkrechten und mit τ_1 und τ_2 beschrifteten Linien kennzeichnen die Lage der charakteristischen Zeitkonstanten der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$ im Zeitverlauf.

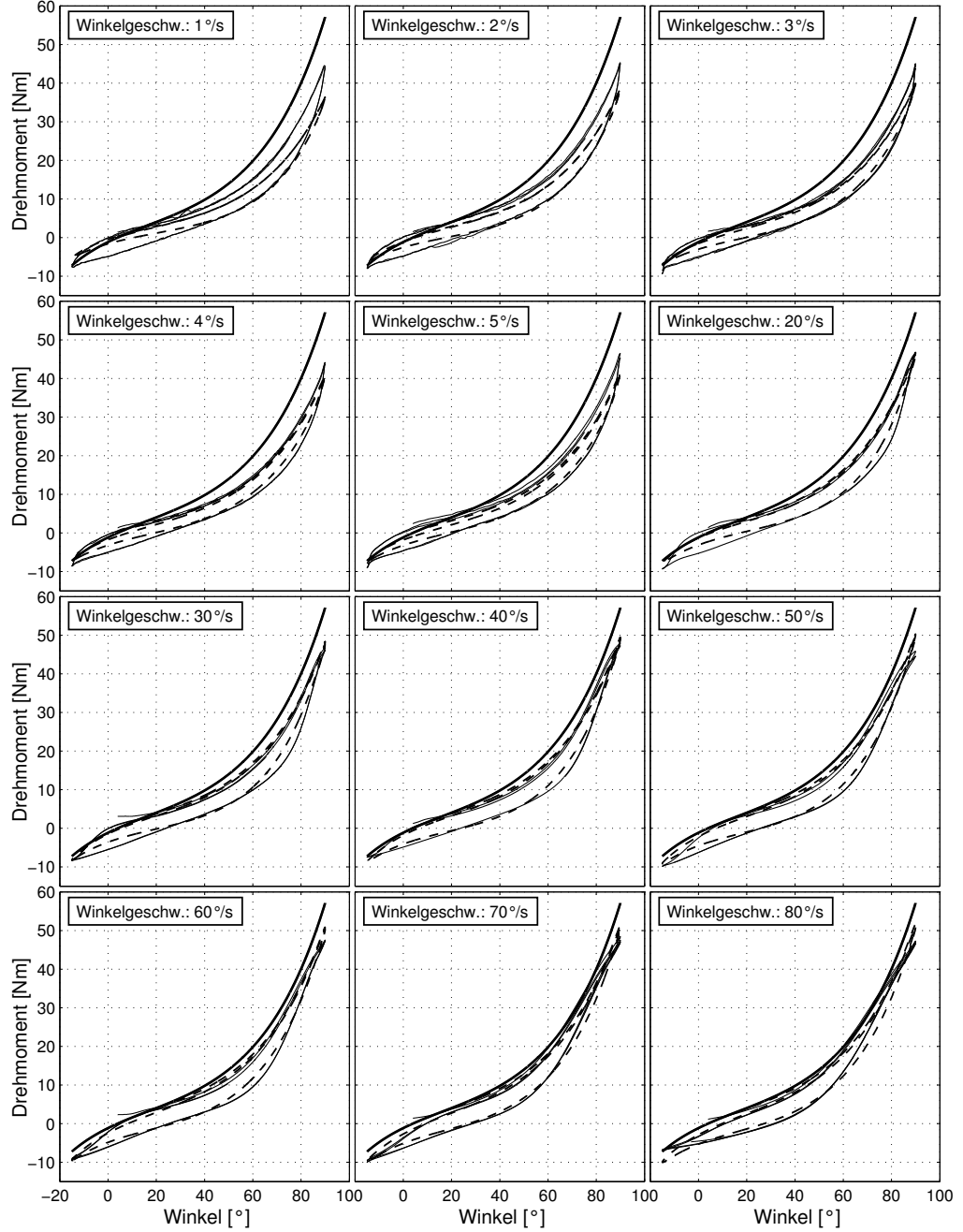
Elastische Antwort $M^e(\varphi)$ und normierte Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ 

Abb. 4.30: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 0°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ aus Gleichung 4.25: $\hat{c}_0 = 0.58$, $\hat{c}_1 = 0.26$, $\hat{c}_2 = 0.16$, $\tau_1 = 0.801$ s, $\tau_2 = 18.79$ s; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 2.40$ Nm, $k_1 = 2.095 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 3.84$ Nm, $k_2 = 2.853 \frac{1}{\text{rad}}$.

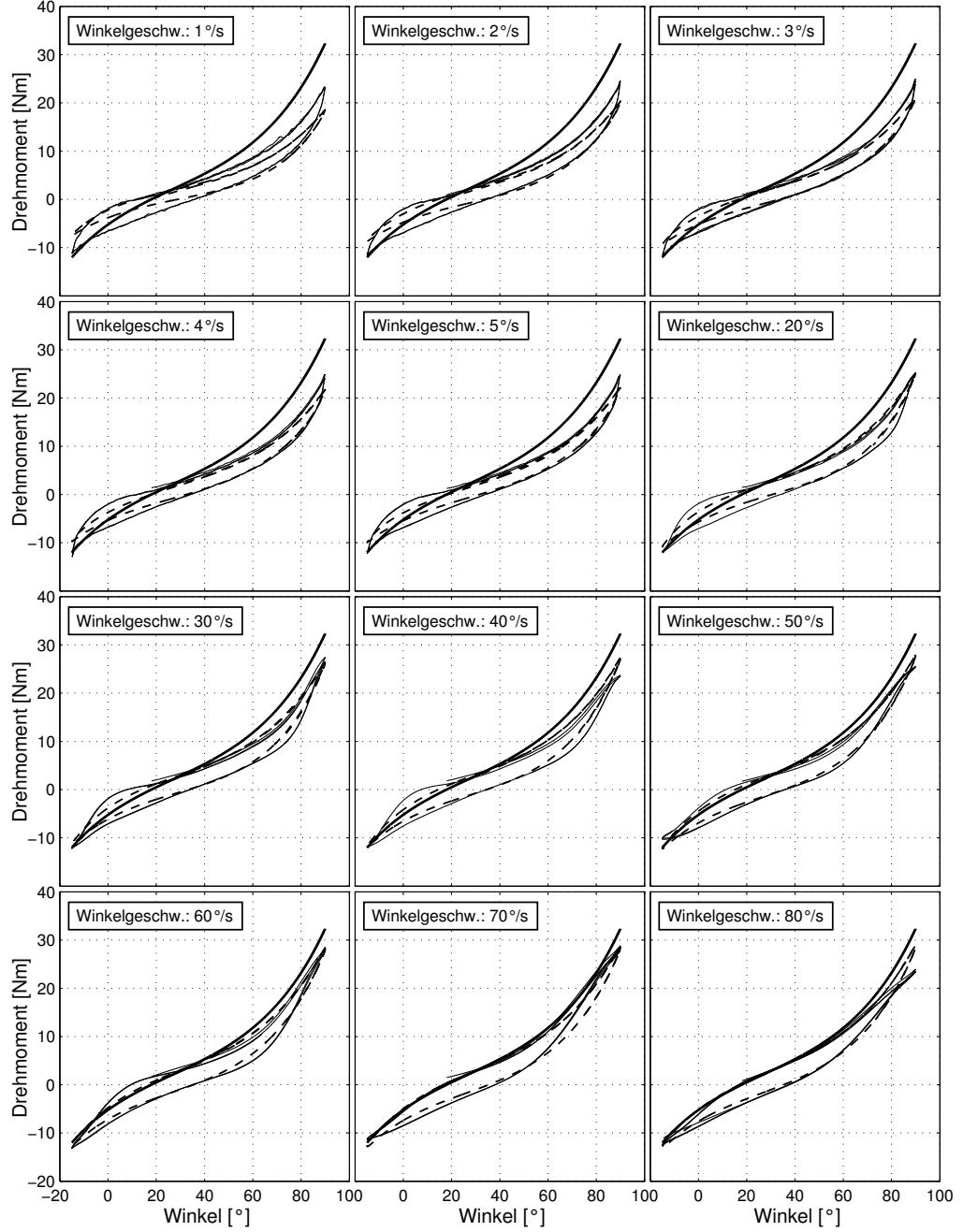


Abb. 4.31: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 30°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ aus Gleichung 4.25: $\hat{c}_0 = 0.49$, $\hat{c}_1 = 0.3$, $\hat{c}_2 = 0.21$, $\tau_1 = 0.769$ s, $\tau_2 = 19.99$ s; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 2.66$ Nm, $k_1 = 1.960 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 4.09$ Nm, $k_2 = 2.178 \frac{1}{\text{rad}}$.

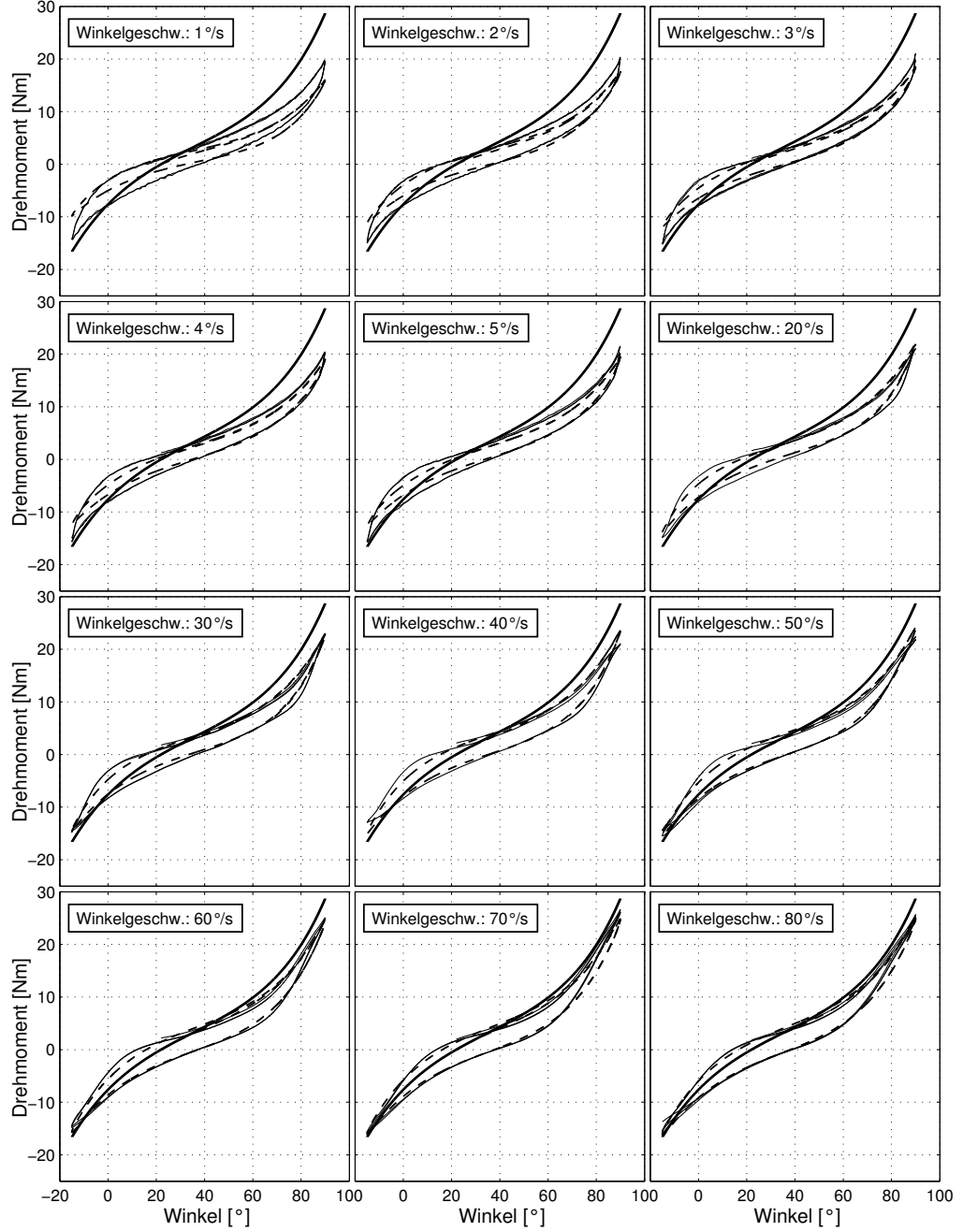


Abb. 4.32: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 45°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ aus Gleichung 4.25: $\hat{c}_0 = 0.47$, $\hat{c}_1 = 0.31$, $\hat{c}_2 = 0.22$, $\tau_1 = 0.583\text{ s}$, $\tau_2 = 19.35\text{ s}$; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 1.4\text{ Nm}$, $k_1 = 2.425 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 5.82\text{ Nm}$, $k_2 = 2.013 \frac{1}{\text{rad}}$.

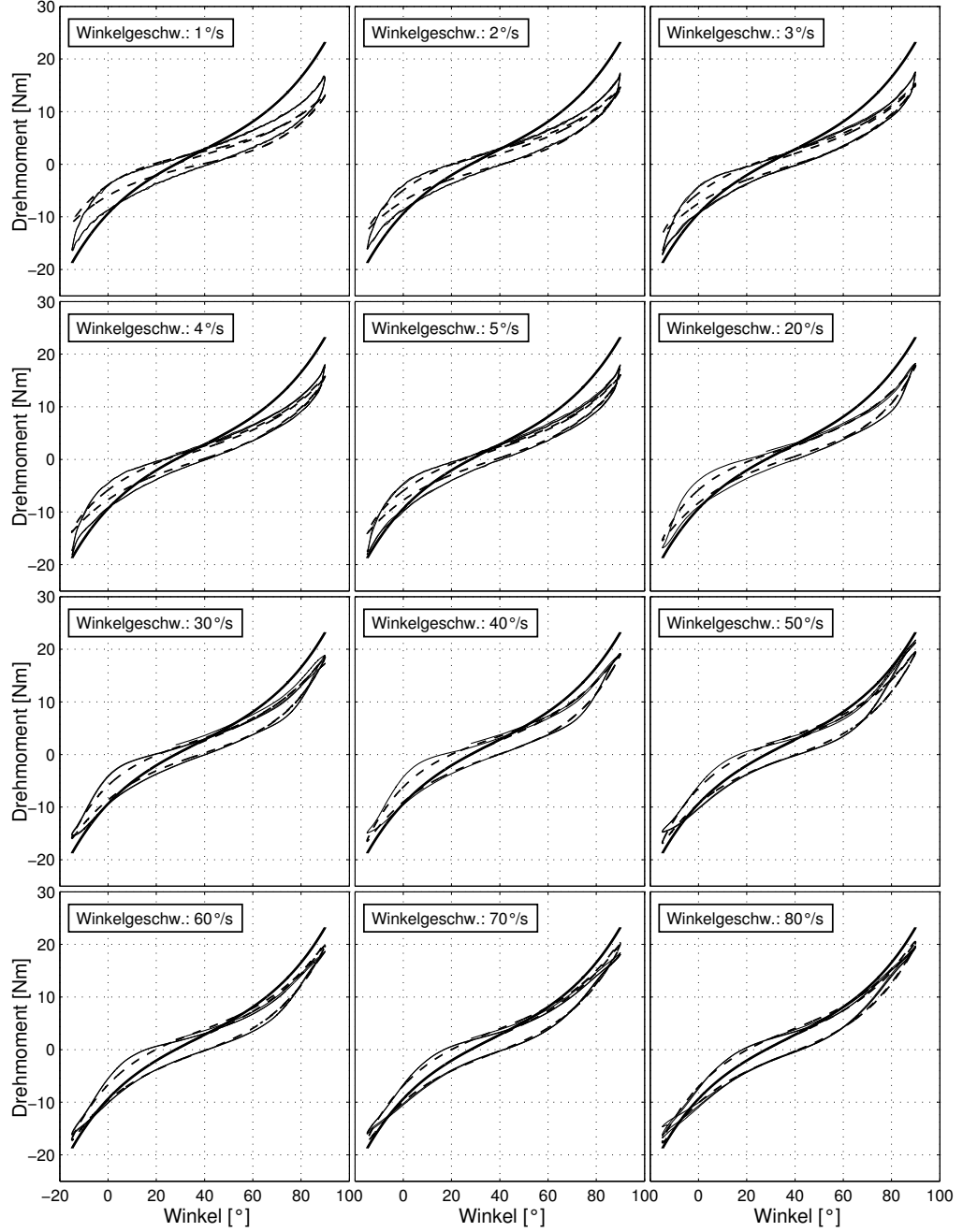


Abb. 4.33: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 60°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ aus Gleichung 4.25: $\hat{c}_0 = 0.49$, $\hat{c}_1 = 0.29$, $\hat{c}_2 = 0.22$, $\tau_1 = 0.557\text{ s}$, $\tau_2 = 20.47\text{ s}$; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 2.44\text{ Nm}$, $k_1 = 2.024 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 4.27\text{ Nm}$, $k_2 = 2.131 \frac{1}{\text{rad}}$.

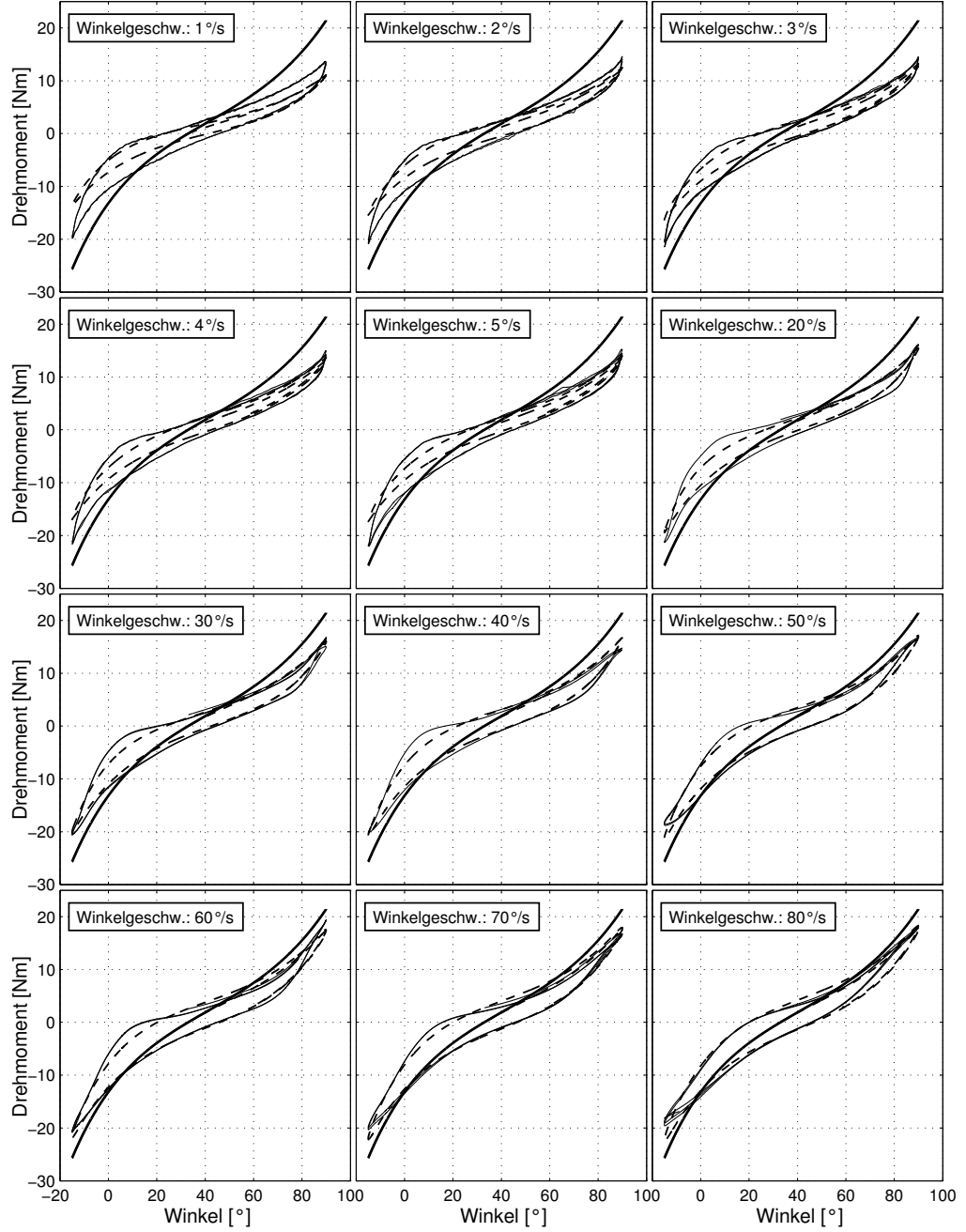


Abb. 4.34: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 90°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ aus Gleichung 4.25: $\hat{c}_0 = 0.46$, $\hat{c}_1 = 0.34$, $\hat{c}_2 = 0.2$, $\tau_1 = 0.437$ s, $\tau_2 = 17.28$ s; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 3.65$ Nm, $k_1 = 1.78 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 4.05$ Nm, $k_2 = 2.261 \frac{1}{\text{rad}}$.

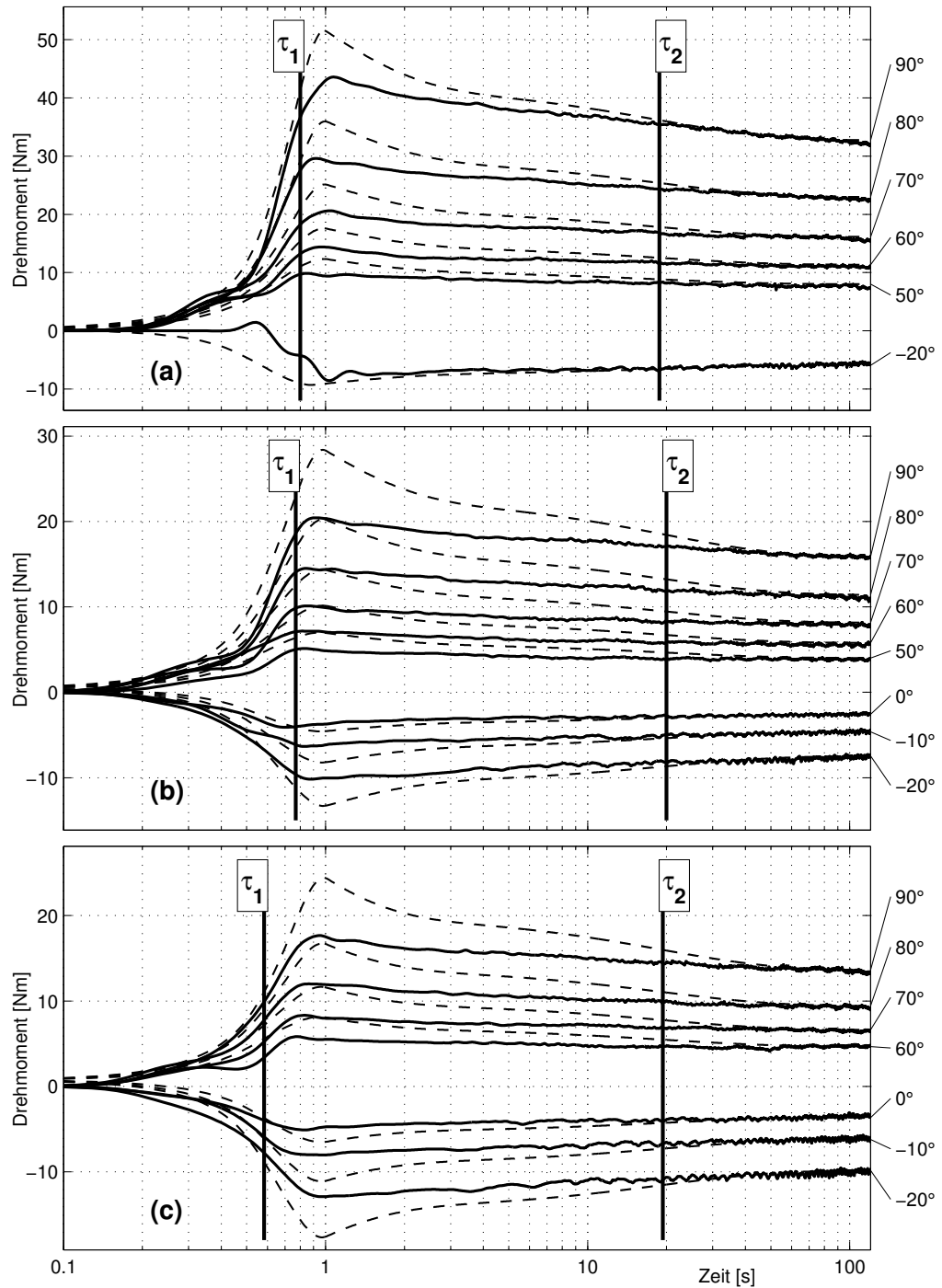


Abb. 4.35: Anpassungsergebnis für die Sprünge zu konstanten Hüftwinkeln im 0°-Kniewinkel (a), 30°-Kniewinkel (b) und 45°-Kniewinkel (c) (Proband Nr. 13); Für jeden gemessenen (dicke Linie) und berechneten (gestrichelte Linie) Moment-Zeit-Verlauf sind rechts die angesteuerten Hüftwinkel angegeben. Die Werte für die berechneten Parameter sind den Beschriftungen zu den Abb. 4.30 für (a), 4.31 für (b) und 4.32 für (c) zu entnehmen. Die senkrechten und mit τ_1 und τ_2 beschrifteten Linien kennzeichnen die Lage der charakteristischen Zeitkonstanten der normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ im Zeitverlauf.

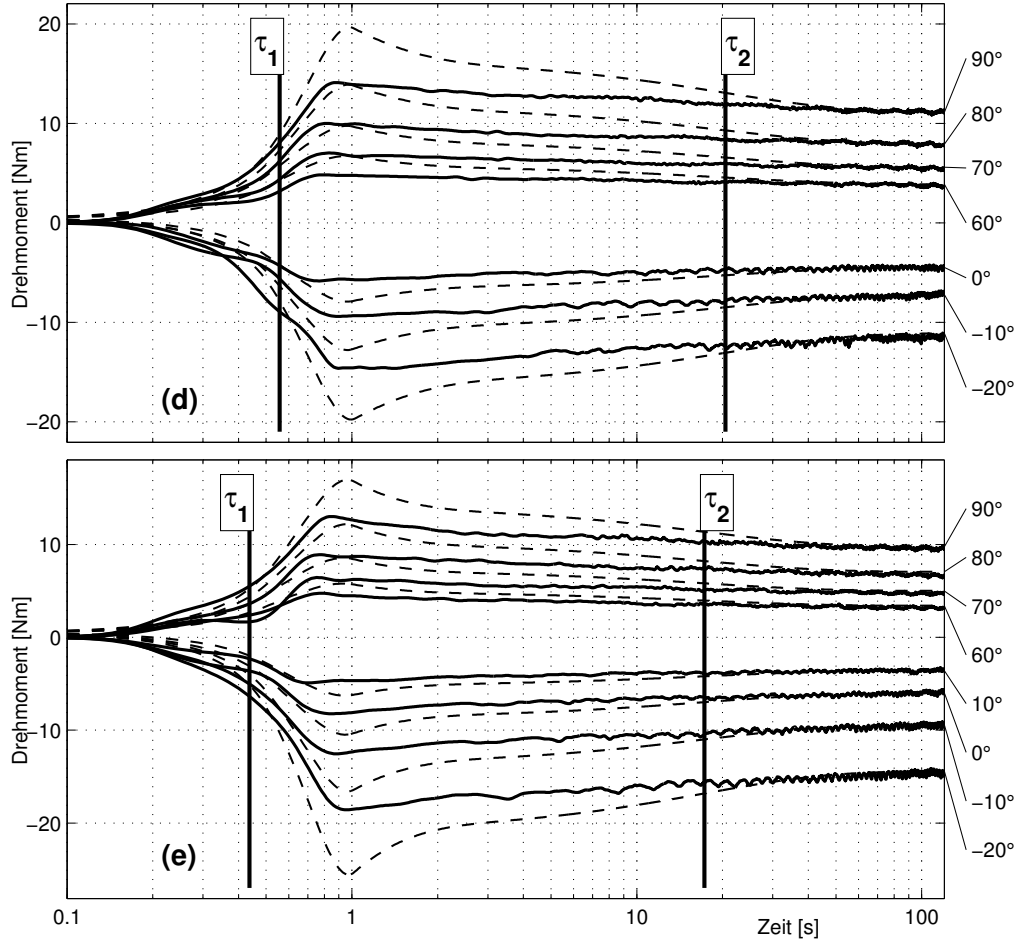


Abb. 4.36: Anpassungsergebnis für die Sprünge zu konstanten Hüftwinkeln im 60°-Kniewinkel (d) und 90°-Kniewinkel (e) (Proband Nr. 13); Für jeden gemessenen (dicke Linie) und berechneten (gestrichelte Linie) Moment-Zeit-Verlauf sind rechts die angesteuerten Hüftwinkel angegeben. Die Werte für die berechneten Parameter sind den Beschriftungen zu den Abb. 4.33 für (d) und 4.34 für (e) zu entnehmen. Die senkrechten und mit τ_1 und τ_2 beschrifteten Linien kennzeichnen die Lage der charakteristischen Zeitkonstanten der normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$ im Zeitverlauf.

Elastische Antwort $M^e(\varphi)$ und normierte Übergangsfunktion $h_{p_0}^N(t)$

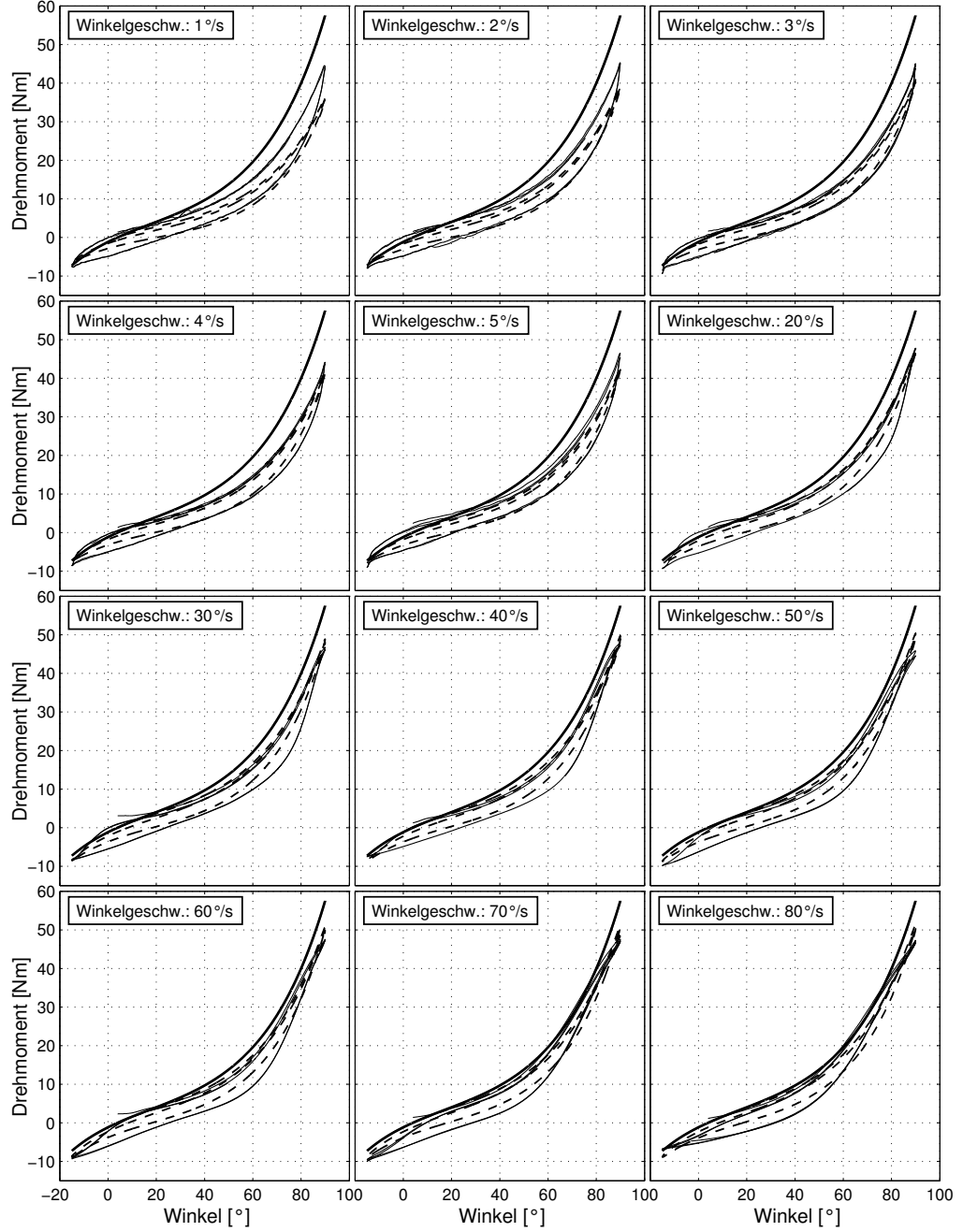


Abb. 4.37: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 0°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_{p_0}^N(t)$ aus Gleichung 4.36: $\hat{a} = 0.827$, $\hat{b} = 0.084$, $t_0 = 0.105$ s; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 2.11$ Nm, $k_1 = 2.178 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 4.24$ Nm, $k_2 = 2.717 \frac{1}{\text{rad}}$.

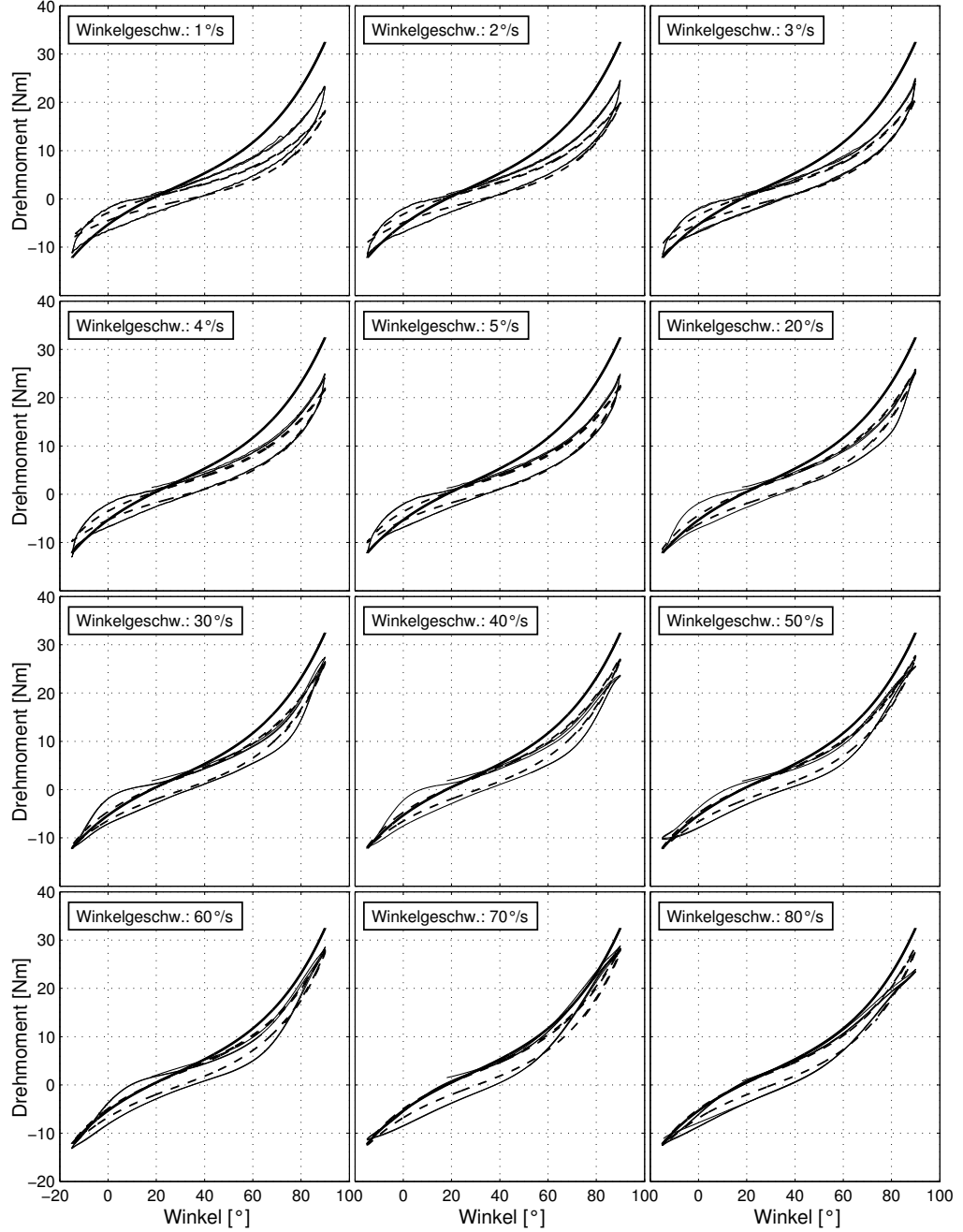


Abb. 4.38: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 30°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_{p_0}^N(t)$ aus Gleichung 4.36: $\hat{a} = 0.798$, $\hat{b} = 0.114$, $t_0 = 0.136$ s; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 2.24$ Nm, $k_1 = 2.077 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 4.68$ Nm, $k_2 = 2.064 \frac{1}{\text{rad}}$.

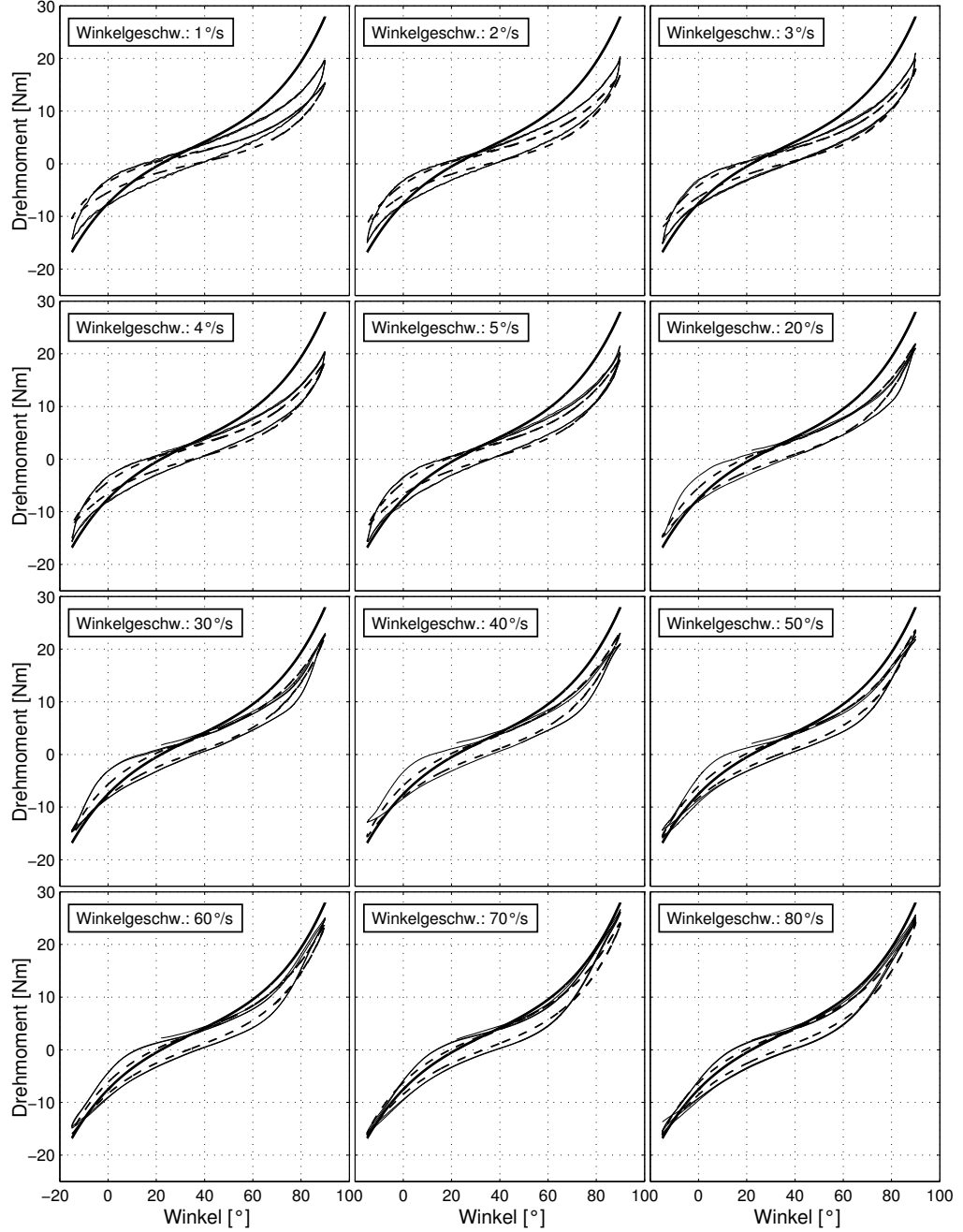


Abb. 4.39: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 45°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_{p_0}^N(t)$ aus Gleichung 4.36: $\hat{a} = 0.786$, $\hat{b} = 0.116$, $t_0 = 0.126$ s; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 1.44$ Nm, $k_1 = 2.395 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 5.17$ Nm, $k_2 = 2.158 \frac{1}{\text{rad}}$.

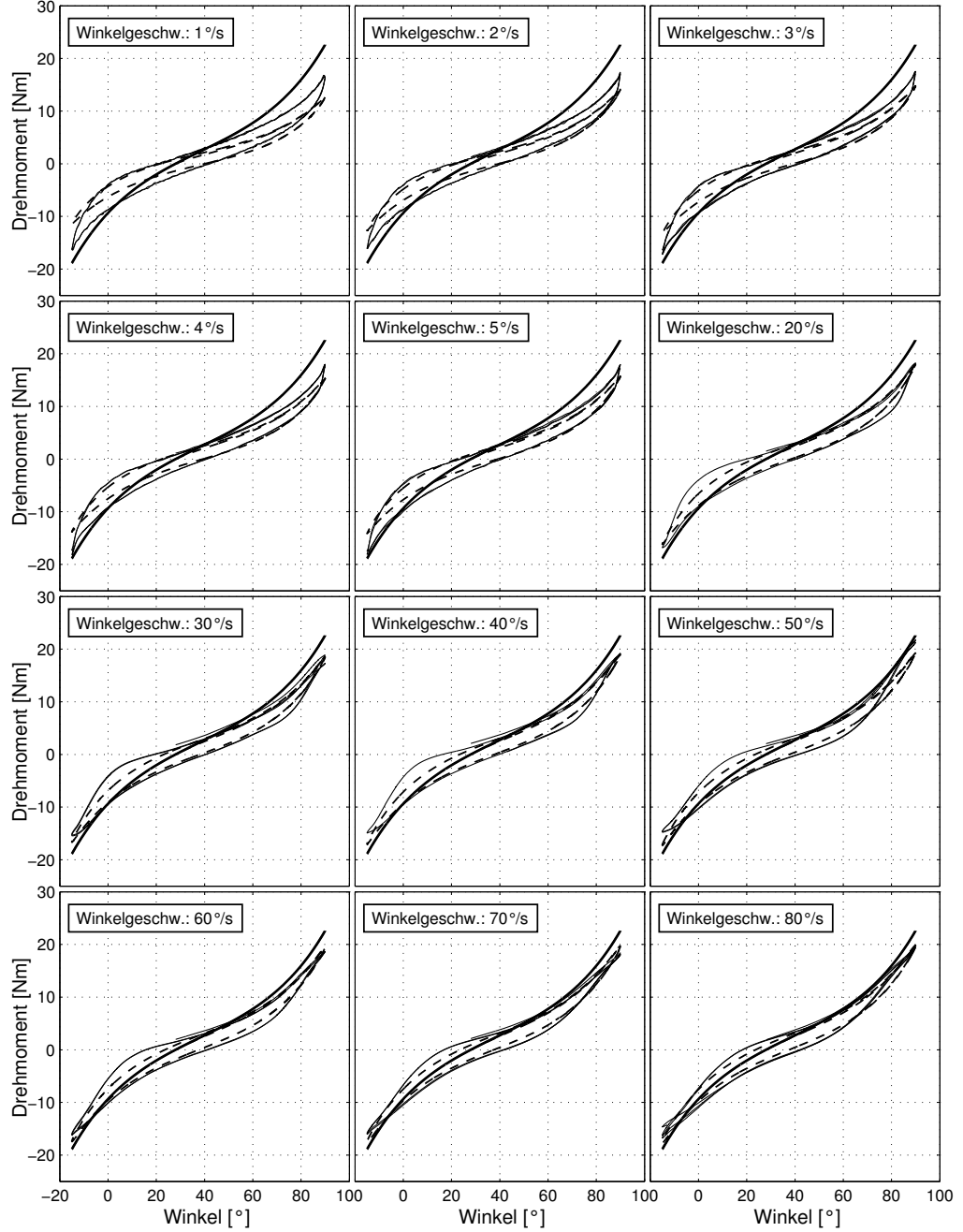


Abb. 4.40: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 60°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_{p_0}^N(t)$ aus Gleichung 4.36: $\hat{a} = 0.792$, $\hat{b} = 0.112$, $t_0 = 0.123$ s; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 1.97$ Nm, $k_1 = 2.166 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 4.49$ Nm, $k_2 = 2.104 \frac{1}{\text{rad}}$.

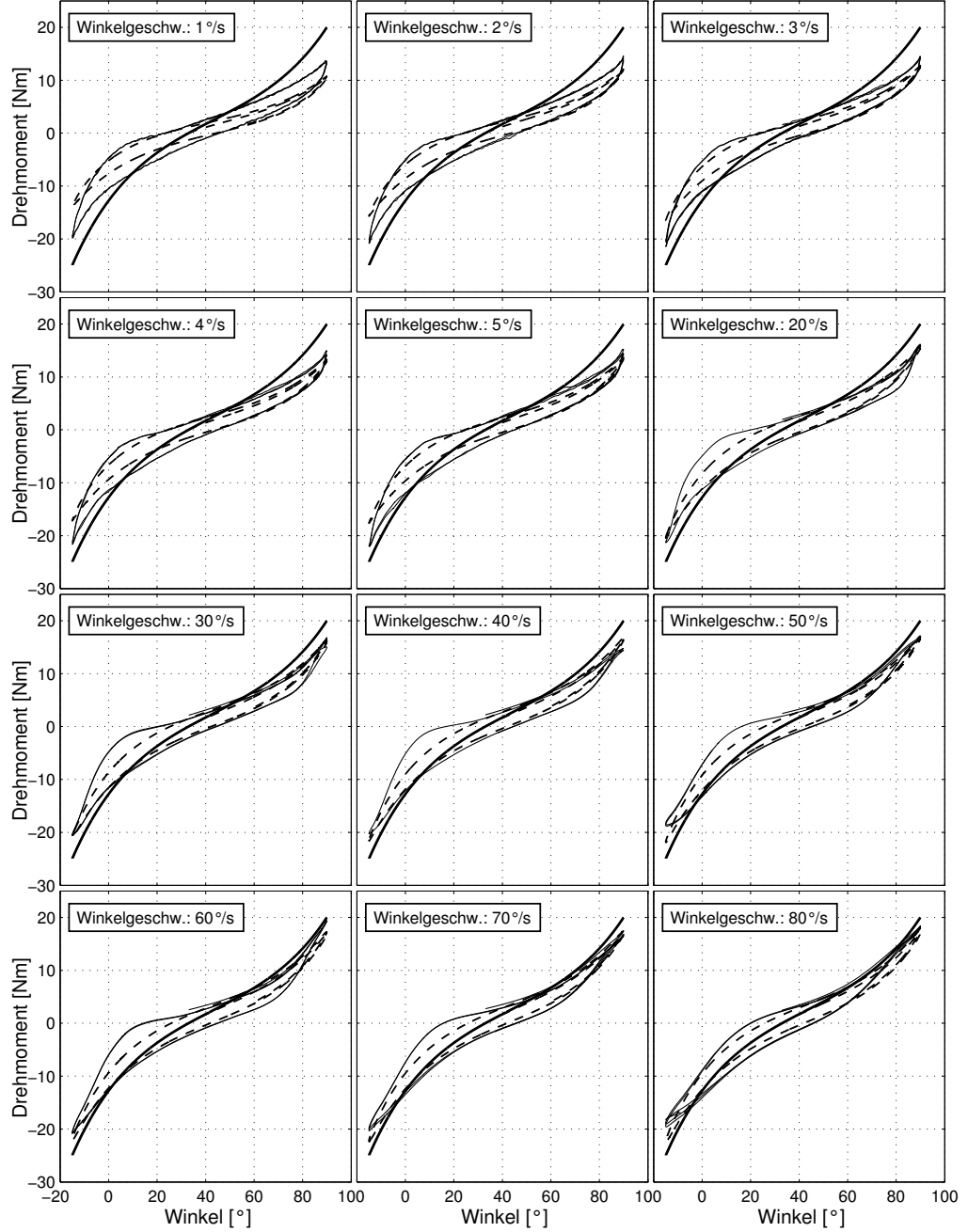


Abb. 4.41: Anpassungsergebnis (gestrichelte Linie) für die Bewegungen mit konstanter Winkelgeschwindigkeit im 90°-Kniewinkel (Proband Nr. 13); gemessener Moment-Winkel-Verlauf (dünne Linie); Parameterwerte der normierten Übergangsfunktion $h_{p_0}^N(t)$ aus Gleichung 4.36: $\hat{a} = 0.766$, $\hat{b} = 0.117$, $t_0 = 0.102$ s; Parameterwerte der elastische Antwort $M^e(\varphi)$ (dicke Linie) aus Gleichung 4.24: $c_1 = 2.15$ Nm, $k_1 = 2.141 \frac{1}{\text{rad}}$, $c_2 = 4.61$ Nm, $k_2 = 2.145 \frac{1}{\text{rad}}$.

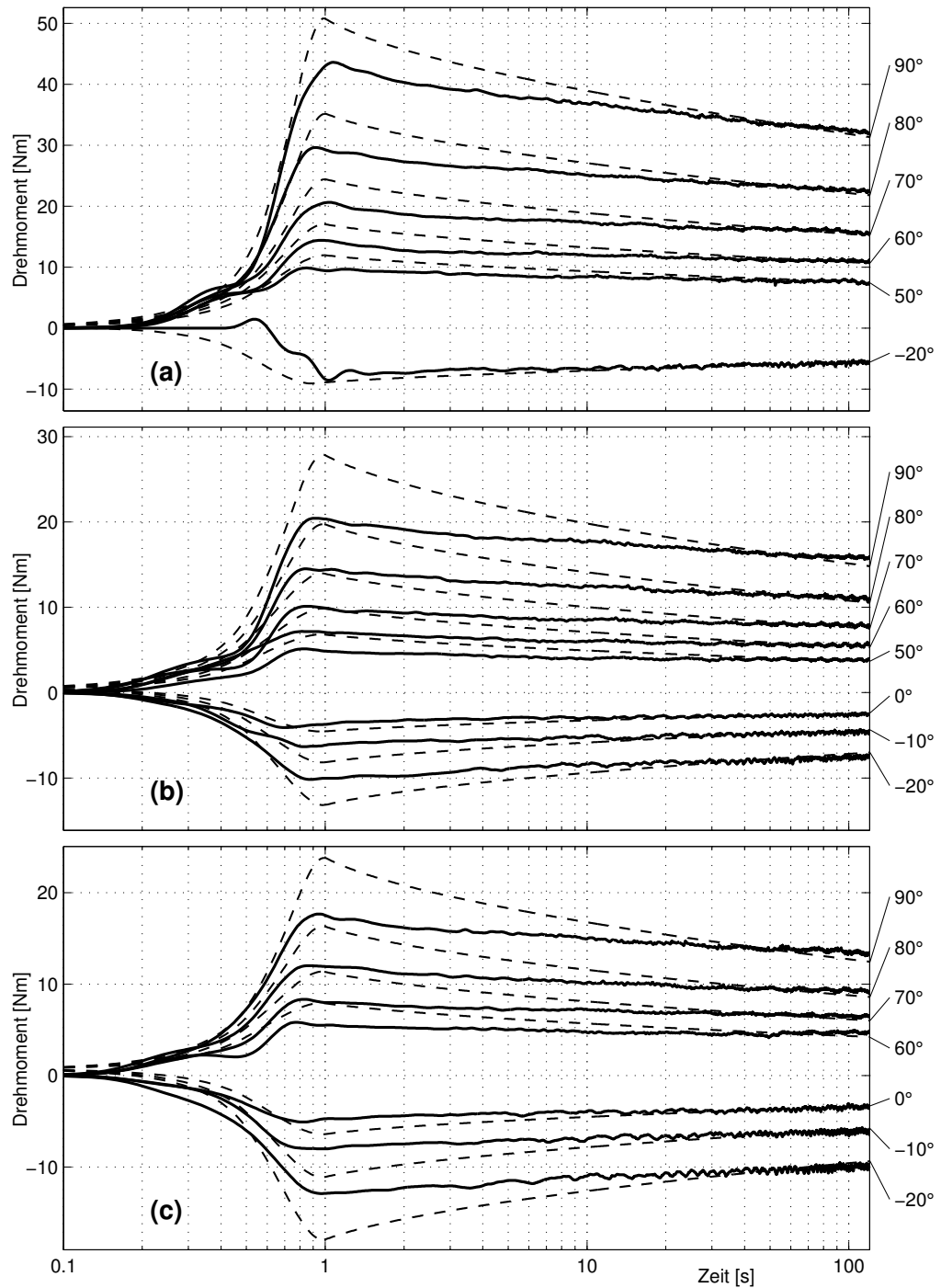


Abb. 4.42: Anpassungsergebnis für die Sprünge zu konstanten Hüftwinkeln im 0°-Kniewinkel (a), 30°-Kniewinkel (b) und 45°-Kniewinkel (c) (Proband Nr. 13); Für jeden gemessenen (dicke Linie) und berechneten (gestrichelte Linie) Moment-Zeit-Verlauf sind rechts die angesteuerten Hüftwinkel angegeben. Die Werte für die berechneten Parameter sind den Beschriftungen zu den Abb. 4.37 für (a), 4.38 für (b) und 4.39 für (c) zu entnehmen.

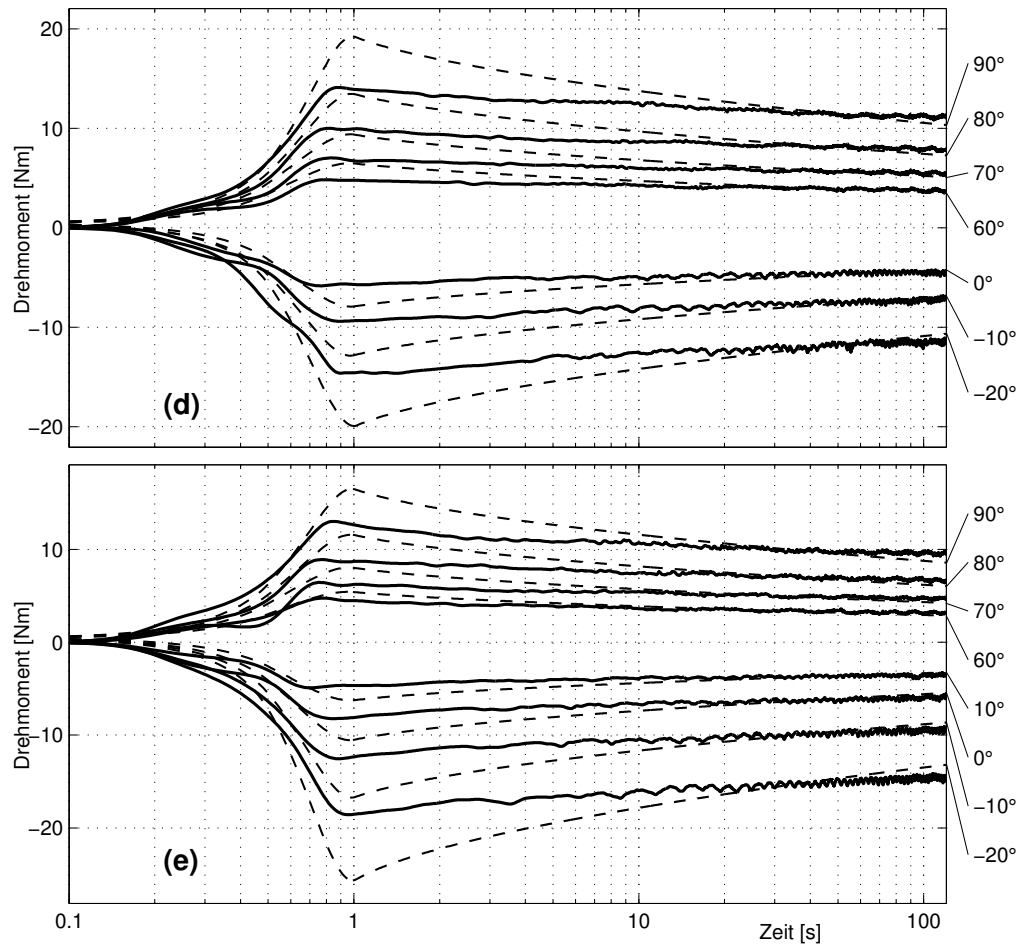


Abb. 4.43: Anpassungsergebnis für die Sprünge zu konstanten Hüftwinkeln im 60°-Kniewinkel (d) und 90°-Kniewinkel (e) (Proband Nr. 13); Für jeden gemessenen (dicke Linie) und berechneten (gestrichelte Linie) Moment-Zeit-Verlauf sind rechts die angesteuerten Hüftwinkel angegeben. Die Werte für die berechneten Parameter sind den Beschriftungen zu den Abb. 4.33 für (d) und 4.34 für (e) zu entnehmen.

4.4.3 Normierte Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$, $h_e^N(t)$ und $h_{p_0}^N(t)$

Für die Parameter der normierten Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$, $h_e^N(t)$ und $h_{p_0}^N(t)$ stellt sich die Frage, wie die berechneten Anpassungsergebnisse in geeigneter Art und Weise über alle Probanden zu repräsentativen Werten zusammengefasst werden können. Einen Anhaltspunkt für alle Werte mit einer Zeitdimension liefert die charakteristische Eigenschaft der Funktion $h_s^N(t)$, die im Intervall (τ_1, τ_2) einen annähernd konstanten negativen Anstieg besitzt (vgl. linke Spalte in Abb. 4.45), wenn die Darstellung über den Logarithmus der Zeit erfolgt (Fung, 1993):

$$\frac{dh_s^N(t)}{d(\ln t)} = \frac{\hat{c}}{1 + \hat{c} \ln(\tau_2/\tau_1)} \quad (= \hat{m} = \text{konstant}). \quad (4.38)$$

Mit dieser Eigenschaft im Bereich zwischen τ_1 und τ_2 wird $h_s^N(t)$ der eingangs auf Basis des qualitativen Verhaltens der experimentellen Daten gestellten Forderung nach Linearität gerecht (vgl. Abschnitt 4.2.2 mit Abb. 4.8). Von diesem Standpunkt aus lassen sich die zwischen den Probanden auftretenden Schwankungen der Werte τ_1 und τ_2 geeigneter zusammenfassen, wenn erst nach logarithmischer Transformation $\{\tau_1, \tau_2\} \rightarrow \ln(\{\tau_1, \tau_2\})$ ein zentrales Maß gebildet wird. Durch die Transformation $t \rightarrow \ln(t)$ im Definitionsbereich wird die Bandbreite, über die die Zeitkonstanten den Funktionsverlauf beeinflussen, nivelliert und vergleichbar gewichtet. Gleiches bezüglich der Bandbreite, innerhalb der die Zeitkonstanten die Größe von Steifigkeit und Dämpfung bestimmen und verändern, ist im Verlauf der Funktion $h_e^N(t)$ über $\ln(t)$ ersichtlich. Zwar kann der Funktionstyp $h_e^N(t)$, wie bereits in Abschnitt 4.2.2 mit Hilfe des komplexen Frequenzganges $H_e^N(i\omega)$ diskutiert, keinen größeren Zeitbereich in der Form $dh^N(t)/d(\ln t) = \text{konstant}$ linear abbilden, da

$$\frac{dh_e^N(t)}{d(\ln t)} = - \left(\frac{\hat{c}_1}{\tau_1} e^{-\frac{t}{\tau_1}} + \frac{\hat{c}_2}{\tau_2} e^{-\frac{t}{\tau_2}} \right) t \quad (4.39)$$

auch nach Differentiation eine Funktion von t bleibt, die zwei Minima an den Stellen τ_1 und τ_2 besitzt. Für $\ln(\tau_2) \gg \ln(\tau_1)$ überlagern sich die etwa zwei Dekaden breiten Einflussbereiche der Zeitkonstanten nicht und die Anstiege $dh_e^N(t)/d(\ln t)$ haben die Werte $-\hat{c}_1 e^{-1}$ zum Zeitpunkt τ_1 und $-\hat{c}_2 e^{-1}$ zum Zeitpunkt τ_2 . Aus der Perspektive einer möglichst „guten“ Anpassung ist aber gerade eine Überschneidung der Bandbreiten erwünscht, damit die Änderung im Anstieg zwischen beiden Zeitkonstanten der Funktion $h_e^N(t)$ gering bleiben und die experimentellen Daten mit ausreichender Qualität abgebildet werden können (vgl. rechte Spalte in Abb. 4.45). Das Ausmaß der Schwankungen im Anstieg ist bei der Funktion $h_{p_0}^N(t)$ deutlich geringer. Zwar besitzt $dh_{p_0}^N(t)/d(\ln t)$ ebenfalls ein Minimum bei $t = t_0/\hat{b}$, aber die Zunahme des Anstiegs über die anschließenden Dekaden ist we-

gen $\hat{b} \ll 1$ verhältnismäßig gering (vgl. mittlere Spalte in Abb. 4.45). Aus diesen Überlegungen heraus wurden für alle unabhängigen Parameter mit Zeitdimension erst nach der logarithmischen Transformation die Eigenschaften der Verteilung überprüft und zentrale Maße gebildet.

Da sowohl Mittelwert und Standardabweichung als auch der Typ der Verteilungsfunktion unbekannt waren, wurde mit Hilfe des Lilliefors-Testes auf Normalverteilung geprüft. Für alle Parameterwerte konnte die Nullhypothese, dass die Werte normalverteilt sind, beibehalten werden ($p = 0.01$).

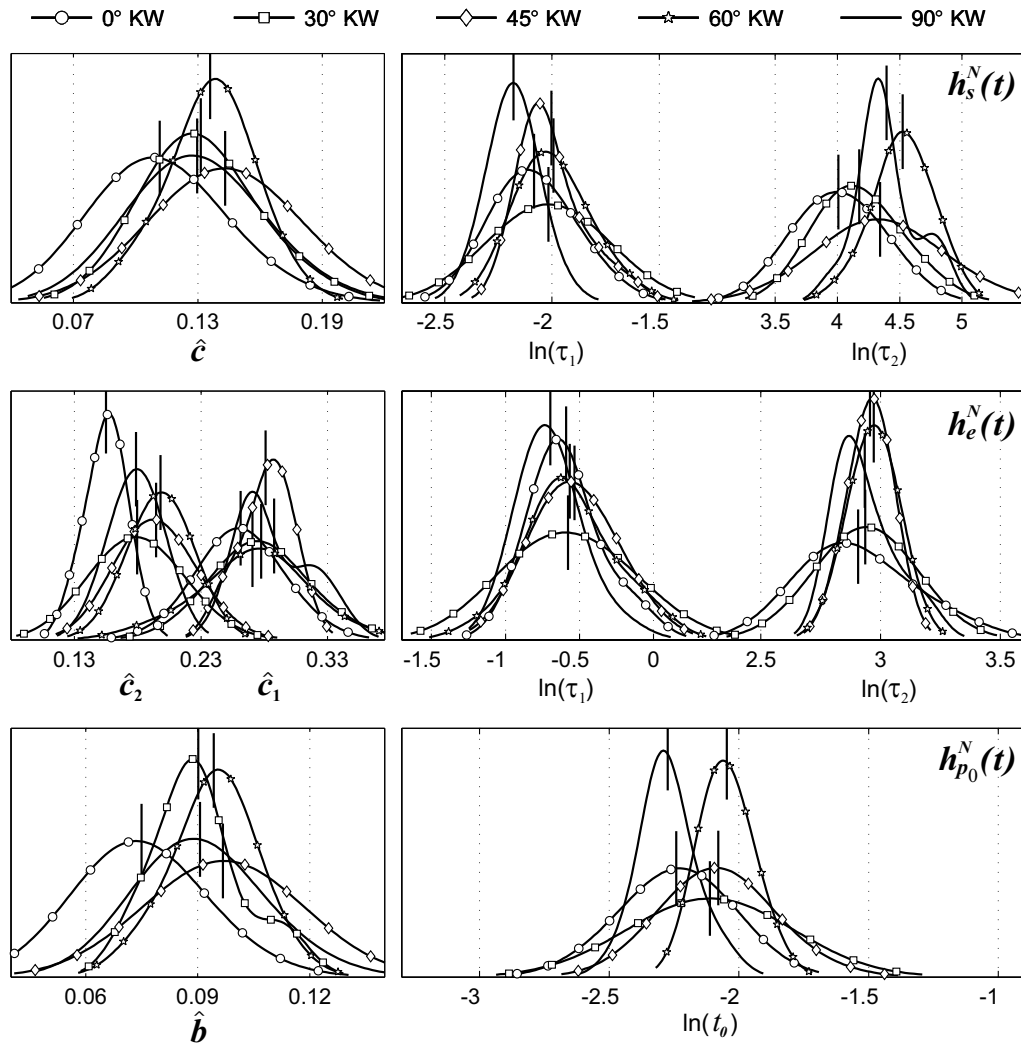


Abb. 4.44: Für die unabhängigen Parameter der normierten Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$, $h_e^N(t)$ und $h_{p_0}^N(t)$ berechnete Dichtefunktionen der Normalverteilung. Die senkrechten Striche in der Nähe des Maximums kennzeichnen die in den Tabellen 4.1, 4.2 und 4.3 angegebenen Mittelwerte. Die Skalierung des Wertebereiches jeder Funktion ist so wählen, dass die Fläche unter der Dichtefunktion jeweils den Wert $= 1$ ergibt.

Tab. 4.1: Mittelwerte und Standardabweichungen der unabhängigen Parameter \hat{c} , τ_1 und τ_2 der Funktion $h_s^N(t)$ für alle fünf Kniewinkelpositionen; \hat{c}_{0s} wurde nach Gleichung 4.31 aus den Mittelwerten der unabhängigen Parameter berechnet.

KW	\hat{c}_{0s}	\hat{c}	$\ln(\tau_1)$	$\ln(\tau_2)$
0°	0.60	0.112 ± 0.020	-2.083 ± 0.133	4.008 ± 0.237
30°	0.55	0.131 ± 0.020	-2.016 ± 0.139	4.175 ± 0.248
45°	0.52	0.143 ± 0.020	-2.002 ± 0.139	4.342 ± 0.335
60°	0.53	0.136 ± 0.017	-1.993 ± 0.128	4.523 ± 0.197
90°	0.54	0.130 ± 0.019	-2.180 ± 0.086	4.394 ± 0.228

Tab. 4.2: Mittelwerte und Standardabweichungen der unabhängigen Parameter \hat{c}_1 , \hat{c}_2 , τ_1 und τ_2 der Funktion $h_e^N(t)$ für alle fünf Kniewinkelpositionen; \hat{c}_0 wurde mit $\hat{c}_0 = 1 - (\hat{c}_1 + \hat{c}_2)$ aus den Mittelwerten der unabhängigen Parameter berechnet.

KW	\hat{c}_0	\hat{c}_1	\hat{c}_2	$\ln(\tau_1)$	$\ln(\tau_2)$
0°	0.58	0.261 ± 0.022	0.155 ± 0.013	-0.591 ± 0.206	2.907 ± 0.181
30°	0.54	0.277 ± 0.026	0.179 ± 0.023	-0.579 ± 0.249	2.937 ± 0.103
45°	0.52	0.281 ± 0.018	0.194 ± 0.019	-0.533 ± 0.178	2.957 ± 0.060
60°	0.53	0.271 ± 0.036	0.198 ± 0.015	-0.566 ± 0.269	2.971 ± 0.069
90°	0.53	0.288 ± 0.027	0.179 ± 0.013	-0.697 ± 0.160	2.934 ± 0.117

Tab. 4.3: Mittelwerte und Standardabweichungen der unabhängigen Parameter \hat{b} und t_0 der Funktion $h_{p_0}^N(t)$ für alle fünf Kniewinkelpositionen; \hat{a} wurde mit $\ln(\hat{a}) = \hat{b} \ln(t_0)$ aus den Mittelwerten der unabhängigen Parameter berechnet.

KW	$\ln(\hat{a})$	\hat{b}	$\ln(t_0)$
0°	-0.168	0.075 ± 0.010	-2.242 ± 0.137
30°	-0.190	0.090 ± 0.011	-2.112 ± 0.166
45°	-0.201	0.097 ± 0.011	-2.079 ± 0.146
60°	-0.193	0.094 ± 0.009	-2.047 ± 0.075
90°	-0.206	0.091 ± 0.011	-2.274 ± 0.090

Um die Streuung der Werte zu veranschaulichen, wurde für jeden unabhängigen Parameter die Dichtefunktion berechnet und der Mittelwert markiert. Die Verteilungen besitzen eine geringe Schiefe, die je Parameter über alle Kniewinkel keine eindeutige Links- oder Rechtstendenz aufweist. Diese Qualität der Dichtefunktionen für alle Zeitkonstanten spricht deutlich für eine Mittelwertberechnung nach der Transformation des Zeitbereiches. Die abhängigen Parameter \hat{c}_{0s} und \hat{c}_0 , die die Restspannung für die Funktionen $h_s^N(t)$ und $h_e^N(t)$ nach vollständiger Rela-

xation charakterisieren, sowie der Parameter \hat{a} der Funktion $h_{p_0}^N(t)$, der sich aus der Gleichung $\ln(\hat{a}) = \hat{b} \ln(t_0)$ ergab, wurden lediglich aus den Mittelwerten der unabhängigen Parameter berechnet. In Abb. 4.45 sind die „mittleren“ normierten Übergangsfunktionen für jeden Kniewinkel dargestellt. Die Fehlerbalken um die markierten Zeitkonstanten τ_1 und τ_2 repräsentieren die in den Tabellen angegebenen über den Logarithmus der Parameter berechneten Standardabweichungen. Gleiches gilt für die Balkendiagramme, die in jeden $h^N(t)$ - $\ln(t)$ -Verlauf eingebettet sind. Deren Wertebereich ist analog zur Art und Weise der Berechnung für die Parameter \hat{c}_{0s} , \hat{c} , \hat{c}_0 , \hat{c}_1 und \hat{c}_2 linear und für die über $\ln(t)$ -gemittelten bzw. berechneten Werte \hat{a} und t_0 logarithmisch dargestellt.

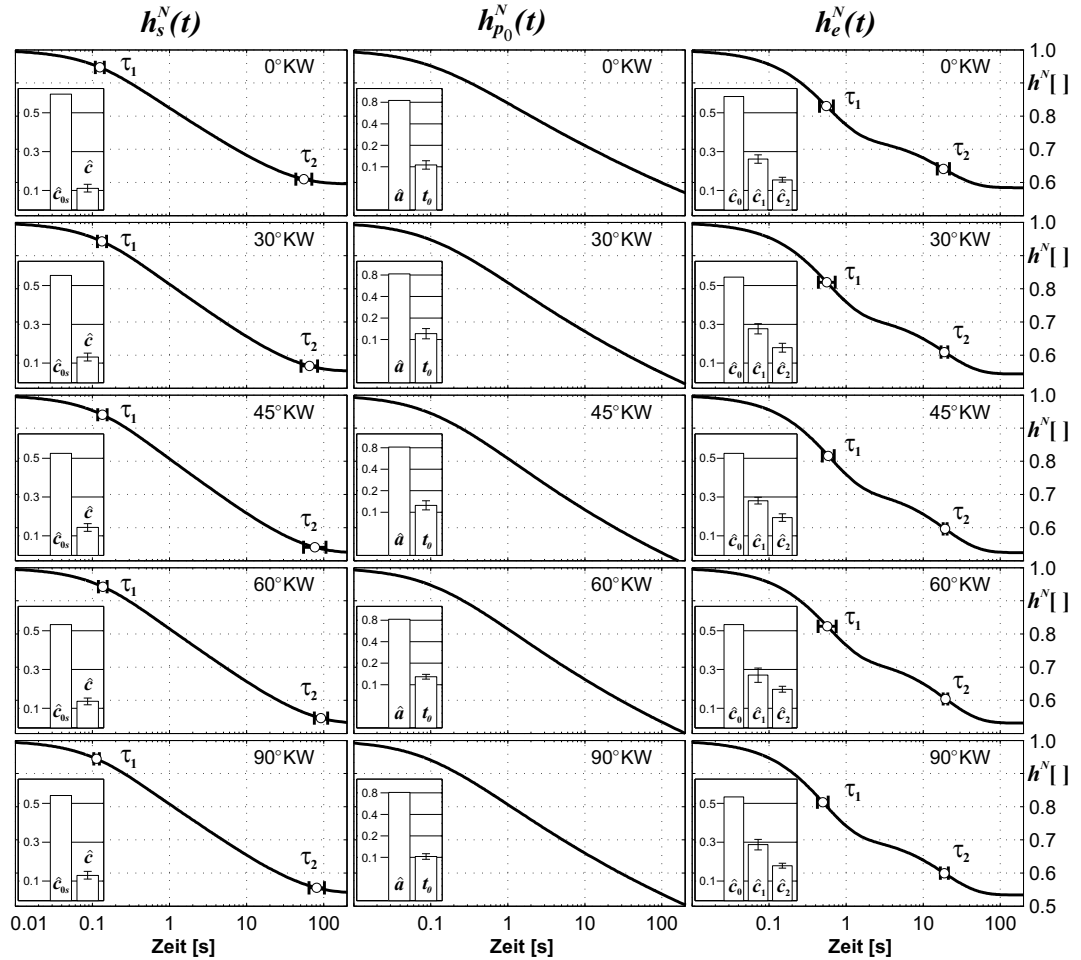


Abb. 4.45: „gemittelte“ normierte Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$, $h_{p_0}^N(t)$ und $h_e^N(t)$ (Spalten) für alle Kniewinkel (Zeilen); Die Punkte (\circ) markieren die über den Logarithmus der Zeitkonstanten τ_1 und τ_2 berechneten Mittelwerte und die horizontalen Balken die dazu gehörenden Standardabweichungen. Alle abgebildeten Werte sind in den Tabellen 4.1 bis 4.3 aufgeführt. Die jeweils eingebetteten Balkendiagramme geben die Mittelwerte und Standardabweichungen der unabhängigen Parameter wieder. Die abhängigen Parameter wurden aus den Mittelwerten der unabhängigen Parameter berechnet.

4.4.4 Elastische Antwort $M^e(\varphi)$

Die vier Parameter c_1 , k_1 , c_2 und k_2 der elastischen Antwort $M^e(\varphi)$ wurden nicht analog zu den Parametern der normierten Übergangsfunktionen einzeln gemittelt. Der Grund ist, dass die Werte c_1 und k_1 sowie c_2 und k_2 , die jeweils für Anstieg und Krümmungsverhalten der elastischen Antwort im Flexions- oder Extensionsabschnitt verantwortlich sind, aus funktioneller Sicht interagieren und nicht unabhängig voneinander zu betrachten sind. Probanden, die über den gemessenen Winkelbereich quantitativ ähnliche Gelenkmomente aufweisen, können sich qualitativ in der Krümmung der elastischen Antwort unterscheiden. Ein größere Krümmung äußert sich im Vergleich zweier Moment-Winkel-Verläufe in einem größeren Wert $k_{1,2}$. Um über den Gelenkbereich im Mittel quantitativ äquivalente Gelenkmomente zu erzeugen, gehört zum größeren Wert $k_{1,2}$ ein kleinerer Wert $c_{1,2}$ und umgekehrt zum kleineren Wert $k_{1,2}$ ein größerer Wert $c_{1,2}$. Die beiden betrachteten Kurven schneiden sich dementsprechend in einem Punkt des vermessenen Flexions- und/oder Extensionsabschnitts. Um diese Interaktion zu berücksichtigen, wurde ein repräsentativer Parametersatz $c_{1,2}$, $k_{1,2}$ pro normierte Übergangsfunktion und Kniewinkel über alle Probanden nach dem in Abb. 4.46 gezeigten Schema iterativ berechnet. Um die Exponentialfunktionen der elastischen Antwort richtig zu gewichten, wurde der zu Grunde liegende Winkelbereich von -15° bis 90° analog dem Versuchsprotokoll Teil 2 (Abschnitt 4.3.2) gewählt.

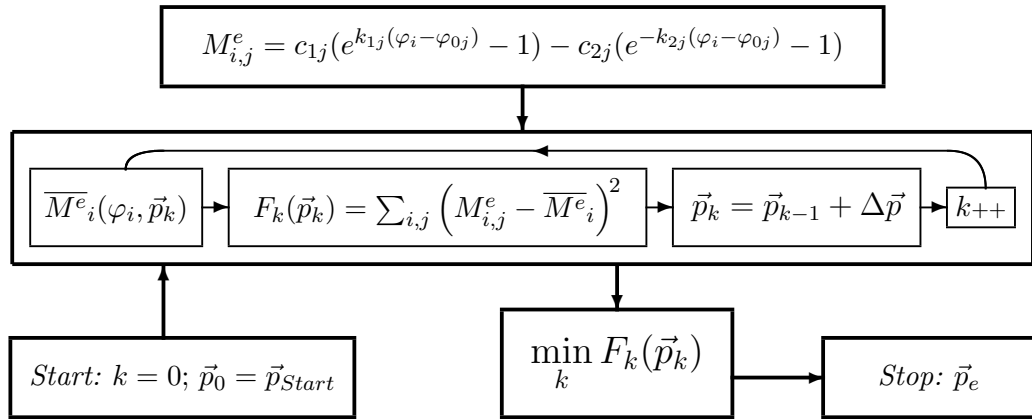


Abb. 4.46: Schema zum Ablauf der Berechnung des Parametersatzes $\vec{p} = (c_1, c_2, k_1, k_2, \varphi_0)$: \vec{p} wurde zu Beginn mit den Startparametern \vec{p}_{Start} initialisiert. Für den Winkelbereich φ von -15° Streckung bis 90° Beugung wurden die elastischen Antworten M_j^e mit Hilfe der Parametersätze aller Probanden berechnet. Durch Variation des Parametersatzes \vec{p} wurde das Minimum der Abstandsquadrate mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate gesucht. Das Ergebnis war die mittlere elastische Antwort $\bar{M}^e(\vec{p}_e)$. i: Index der Winkelwerte; j: Index der Probanden; k: Index der Variation des Parametersatzes \vec{p} .

Neben der Berechnung der Parametermittelwerte über alle Probanden für jede normierte Übergangsfunktion wurde für jeden Kniewinkel ein mittlerer Parametersatz über alle Übergangsfunktionen und Probanden bestimmt und unter der Bezeichnung $h_{MW}^N(t)$ in der Ergebnistabelle 4.4 angegeben. Da es Unterschiede zwischen den Probanden in der gemessenen Nullmomentstellung φ_0 für jede Kniewinkelposition gab, ging zur Bestimmung einer mittleren Stellung dieser Parameter als weitere Variable in die Anpassung ein. Die gemittelten Parametersätze sind in Tab. 4.4 gelistet. Abb. 4.47 zeigt nach Kniewinkel und normierter Übergangsfunktion geordnet die Ergebnisse der Anpassung. Die mit Punkten versehenen Kurven zeigen die mittleren Moment-Winkel-Verläufe. Für die gemittelten Werte sind in den Abb. 4.48 und 4.49 die Steifigkeits-Winkel-Verläufe $dM^e(\varphi)/d\varphi$ zur Verdeutlichung der Einflussgrößen Kniewinkel und $h^N(t)$ -Funktionstyp, sowohl nach normierten Übergangsfunktionen als auch nach Kniewinkeln geordnet, abgebildet.

Tab. 4.4: Mittelwerte der Parameter c_1 , k_1 , c_2 und k_2 der Funktion $M^e(\varphi)$ sowie der Nullmomentstellung φ_0 für die fünf Kniewinkelpositionen KW und die drei normierten Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$, $h_{p_0}^N(t)$ und $h_e^N(t)$ sowie einem Parametersatz über alle normierten Übergangsfunktionen unter $h_{MW}^N(t)$.

KW	$h^N(t)$	c_1	k_1	c_2	k_2	φ_0
0°	$h_s^N(t)$	3.09	2.198	2.82	3.512	7.9
	$h_{p_0}^N(t)$	2.71	2.274	3.46	3.090	8.1
	$h_e^N(t)$	3.32	2.200	3.37	3.115	8.1
	$h_{MW}^N(t)$	3.11	2.206	2.97	3.409	7.9
30°	$h_s^N(t)$	2.95	2.148	2.81	2.839	19.6
	$h_{p_0}^N(t)$	2.51	2.249	3.29	2.669	19.7
	$h_e^N(t)$	3.09	2.156	3.33	2.641	19.6
	$h_{MW}^N(t)$	2.72	2.213	3.37	2.624	19.6
45°	$h_s^N(t)$	2.72	2.133	3.48	2.545	23.6
	$h_{p_0}^N(t)$	2.71	2.132	3.41	2.584	23.7
	$h_e^N(t)$	3.07	2.075	3.58	2.517	23.6
	$h_{MW}^N(t)$	2.53	2.190	3.92	2.426	23.5
60°	$h_s^N(t)$	2.54	2.214	3.49	2.478	28.7
	$h_{p_0}^N(t)$	2.63	2.190	3.35	2.532	28.9
	$h_e^N(t)$	3.08	2.106	3.46	2.498	28.7
	$h_{MW}^N(t)$	2.94	2.117	3.24	2.559	28.9
90°	$h_s^N(t)$	2.68	2.112	3.40	2.538	33.3
	$h_{p_0}^N(t)$	2.37	2.222	3.43	2.550	33.4
	$h_e^N(t)$	2.97	2.090	3.52	2.534	33.4
	$h_{MW}^N(t)$	2.80	2.100	3.35	2.564	33.4

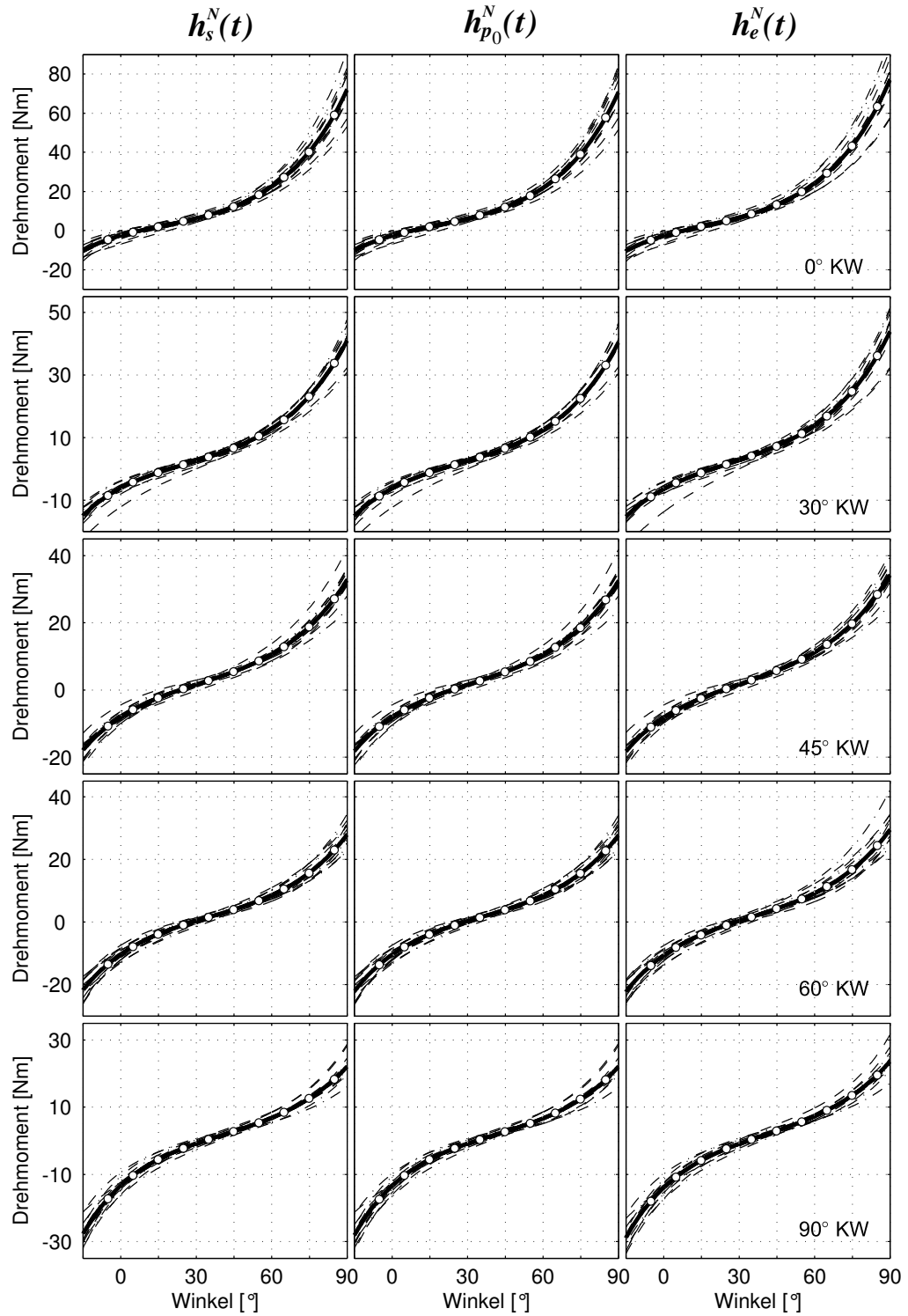


Abb. 4.47: Kurvenscharen der elastischen Antworten $M_j^e(\varphi)$ aller Probanden für jede Knie winkelposition KW und normierte Übergangsfunktion $h_s^N(t)$, $h_{p_0}^N(t)$ und $h_e^N(t)$ mit dem jeweiligen Anpassungsergebnis (—○—).

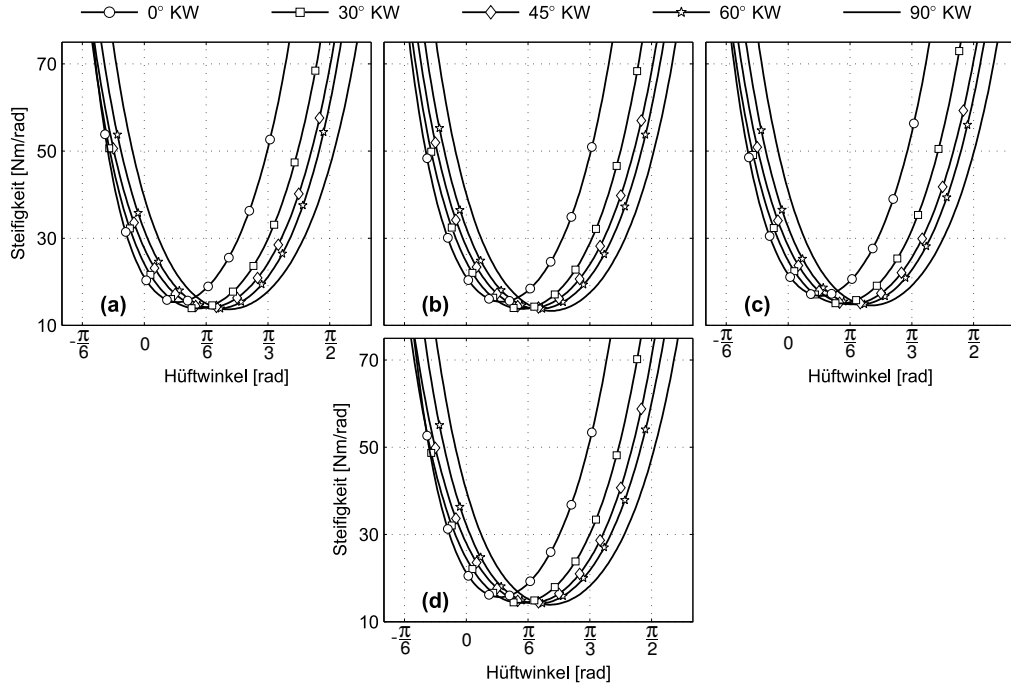


Abb. 4.48: mittlere Steifigkeit $dM^e(\varphi)/d\varphi$ für alle Kniewinkel nach den normierten Übergangsfunktionen (a) $h_s^N(t)$, (b) $h_{p0}^N(t)$, (c) $h_e^N(t)$ und (d) $h_{MW}^N(t)$ geordnet.

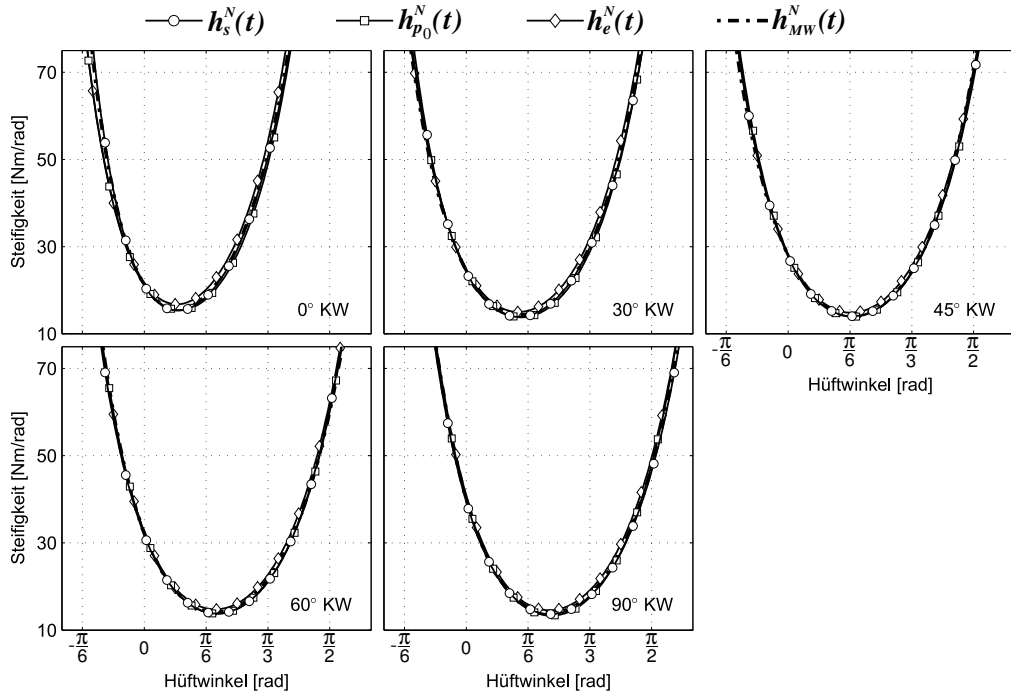


Abb. 4.49: mittlere Steifigkeit $dM^e(\varphi)/d\varphi$ für alle Übergangsfunktionen nach Kniewinkeln KW geordnet.

4.5 Diskussion

4.5.1 Elastische Antwort $M^e(\varphi)$

Die zwei additiv verknüpften Exponentialfunktionen sind zur Beschreibung des Gelenkmoment-Winkel-Zusammenhangs im Hüftgelenk mit jeweils in Flexions- und Extensionsrichtung hüftwinkelabhängiger Steifigkeit sehr gut geeignet, um nicht zu sagen, das Mittel der Wahl. Die Funktion $M^e(\varphi)$ ist in der Lage, vom nahezu linearen Anstieg über einen sehr kleinen Exponenten $k_{1,2}$ in Kombination mit einem den Anstieg bestimmenden (großen) konstanten Faktor $c_{1,2}$ bis hin zur stark nichtlinearen Steifigkeit über einen großen Exponenten $k_{1,2}$ die elastischen Gelenkeigenschaften in voller Bandbreite abzubilden. Die Abb. 4.48 und ein Vergleich der Parameter c_1 und k_1 sowie c_2 und k_2 der Tab. 4.4 zwischen den Kniewinkeln zeigt, dass die Verläufe der elastischen Antworten und damit auch die Steifigkeit-Hüftwinkel-Beziehungen eine sehr ähnliche Charakteristik im Verlauf aufweisen. Die Funktionen $M^e(\varphi)$ unterscheiden sich hauptsächlich durch einen konstanten Versatz entlang der Abszisse, der vom Kniewinkel abhängt. Nur der Extensionsbereich im 0° -Kniewinkel zeigt über die Parameter c_2 und k_2 einen auffällig steileren Anstieg im Vergleich zu den anderen Kniewinkeln. Je nach Nullmomentstellung φ_0 stand im 0° -Kniewinkel zur Beschreibung der Extension ein kleiner Winkelbereich von $20 - 25^\circ$ zur Verfügung. Im Verhältnis zu den anderen Kniewinkeln gingen somit weniger Messpunkte vor allem in die Berechnung des steileren Abschnitts der elastischen Antwort ein. Eine kleine Schwankung des aufgezeichneten Gelenkmoments im Messbereich führt schnell zu einer größeren Abweichung im extrapolierten Abschnitt. Es ist in den Abb. 4.48 und 4.49 zu beachten, dass im Extensionsabschnitt die Steifigkeit bis zu einem Hüftwinkel von -30° abgebildet ist, aber nur bis -15° gemessen wurde. Diese Vermutung kann zukünftig relativ einfach überprüft und mögliche Fehlerquellen beseitigt werden, wenn eine größere Extension des Hüftgelenkes vermessen wird. Abb. 4.19 macht deutlich, dass zumindest für kleinere Kniewinkel noch $10 - 15^\circ$ Streckung zur Verfügung stehen. Allerdings lässt sich die Lage der Grenze zwischen den angegebenen Punkten 1 und 2 (Abb. 2.2, S. 12) auf der Basis der experimentellen Ergebnisse anzweifeln. Abb. 4.48 zeigt deutlich, dass mit zunehmendem Kniewinkel gleich vom 0° Winkel beginnend die Steifigkeit im Hüftgelenk kontinuierlich ansteigt. Wenn man davon ausgeht, dass bei einem weichen Gelenk-„Anschlag“ die passive Spannung der Muskulatur den begrenzenden Dehnungsreiz darstellt und die Reizschwelle mit einer bestimmten, personenspezifischen Muskellänge korrespondiert, sollte die Grenze zwischen den Punkten 1 und

2 einen durchgängig positiven Anstieg $\Delta\text{Hüftwinkel}/\Delta\text{Kniewinkel}$ aufweisen. Bei dieser Überlegung ist die Übertragung der Gelenkmomente auf die Muskulatur durch die wiederum gelenkwinkelabhängigen Muskelmomenthebel zu beachten. Die Messungen von Visser et al. (1990) zur Relation zwischen Muskellänge sowie Momenthebel des M. rectus femoris und Hüft- sowie Kniewinkel zeigen, dass die relative, positive Längenänderung des M. rectus femoris durch die Beugung im Kniegelenk gegenüber der negativen Längenänderung durch Streckung im Hüftgelenk dominiert. Gleichzeitig nimmt der Momenthebel im Kniegelenk mit zunehmender Beugung ab und im Hüftgelenk in Extensionsrichtung zu. Lediglich der letzte Punkt würde eine relative Abschwächung der Kraftübertragung auf den Muskel bei von außen auferlegten Gelenkmomenten bewirken. Alle anderen Einflussgrößen erhöhen die Muskelspannung und stützen damit diese Kritik am Sechseckmodell von Nonaka et al. (2002) aus Abb. 2.2 auf Seite 12.

Aufgrund des Ergebnisses, dass der Gelenkmoment-Hüftwinkel-Verlauf hauptsächlich durch einen kniewinkelabhängigen Versatz der Nullmomentstellung φ_0 variiert, ist zu überprüfen, ob die Anzahl der Parametersätze von einem vollständigen Satz $c_{1,2}$, $k_{1,2}$ für jeden Kniewinkel nicht auf einen einzigen Satz reduziert werden kann, ohne die Qualität der Anpassung deutlich zu vermindern. Die bisher verwendete elastische Antwort aus Gleichung 4.24 wäre um den Kniewinkel als Variable zu erweitern. $M^e(\varphi_h, \varphi_k)$ ist dann eine Funktion des Hüftwinkels φ_h und des Kniewinkels φ_k , wobei der Kniewinkel φ_k die Nullmomentstellung φ_0 im Hüftgelenk bestimmt:

$$M^e(\varphi_h, \varphi_k) = c_1 \left(e^{k_1(\varphi_h - \varphi_0(\varphi_k))} - 1 \right) - c_2 \left(e^{-k_2(\varphi_h - \varphi_0(\varphi_k))} - 1 \right). \quad (4.40)$$

Ein linearer Ansatz für die Funktion $\varphi_0(\varphi_k) = m\varphi_k + n$ wäre die einfachste Wahl. Erste Berechnungen diesbezüglich ergaben allerdings unbefriedigende Ergebnisse. Wenn man die gemittelten Werte für die Nullmomentstellung φ_0 (\bullet in Abb. 4.50) betrachtet, erscheint ein quadratischer Ansatz

$$\varphi_0(\varphi_k) = \alpha_2 \varphi_k^2 + \alpha_1 \varphi_k + \alpha_0 \quad (4.41)$$

zur Beschreibung des Zusammenhangs zwischen φ_0 und φ_k passender. Berechnungen der Parameter $\vec{\alpha}$ auf Basis der ermittelten fünf Winkel φ_0 unter $h_{MW}^N(t)$ in Tab. 4.4 lieferten die in Tab. 4.5 unter Nr. 1 angegebenen Werte, deren Funktionsverlauf in Abb. 4.50a gestrichelt dargestellt ist. Die auf Grundlage des Kniewinkelbereichs bis 90° berechneten Werte $\vec{\alpha}$ lassen in Bezug auf den Verlauf der Nullmomentstellung φ_0 eine Diskrepanz zwischen der Beschreibung mittels quadratischer Funktion und der hüft- und kniewinkelabhängigen Muskellänge vermuten. Wie die Grenze von 160° im Sechseckmodell (Abb. 2.2) zeigt, reicht die

Tab. 4.5: Parameterwerte $\vec{\alpha}$ und $\vec{\beta}$ der Funktionen 4.41 und 4.42 sowie c_1 , k_1 , c_2 und k_2 der Funktion $M^e(\varphi_h, \varphi_k)$ berechnet auf Basis der Parameter der elastischen Antwort $M^e(\varphi)$ (Nr. 2 und 4) und der Nullmomentstellung φ_0 (Nr. 1 bis 4), die unter der normierten Übergangsfunktion $h_{MW}^N(t)$ in Tab. 4.4 gelistet sind. In die Berechnung der Werte unter Nr. 1 und 3 gingen nur die Winkel der Nullmomentstellung φ_0 ein.

Nr.	α_2	α_1	α_0	β_2	β_1	β_0	c_1	k_1	c_2	k_2
1	-0.00175	0.443	7.8							
2	-0.0024	0.535	5.7				2.22	2.362	4.38	2.229
3				1.55	0.127	7.8				
4				2.12	0.101	5.8	2.19	2.373	4.51	2.188

Flexion im Kniegelenk 70° über den hier im Experiment vermessenen Bereich hinaus. Zu erwarten wäre, dass die Nullmomentstellung φ_0 über den gesamten Kniewinkelbereich monoton steigt. Der lineare Ansatz würde diese Bedingung mit jedem positiven Parameter m erfüllen. Die Funktion 4.41 dagegen hat mit den berechneten Werten $\vec{\alpha}$ (Nr. 1 in Tab. 4.5) bei $-\alpha_1/2\alpha_2 \approx 127^\circ$ ein Maximum. Diesem Problem kann leicht begegnet werden, indem in zukünftigen Experimenten für Kniewinkel $> 90^\circ$ die Nullmomentstellungen φ_0 erfasst werden und damit die Datengrundlage zur Berechnung einer Funktion $\varphi_0(\varphi_k)$ und ihrer Parameter verbessert wird. Eine andere Möglichkeit ist, den quadratischen Term aus Gleichung 4.41, der das Maximum im Funktionsverlauf bedingt, durch z.B. einen Wurzelterm zu ersetzen. Dadurch wird ein monoton steigender und gleichzeitig von φ_k abhängiger Anstieg allein aufgrund des Funktionstyps gewährleistet:

$$\varphi_0(\varphi_k) = \beta_2 \varphi_k^{\frac{1}{2}} + \beta_1 \varphi_k + \beta_0, \quad \varphi_0 \geq 0. \quad (4.42)$$

Mit Hilfe der vollständigen Parametersätze für die elastischen Antworten aller fünf Kniewinkel KW in Tab 4.4 unter $h_{MW}^N(t)$ wurde für beide Ansätze 4.41 und 4.42 jeweils ein Parametersatz c_1 , k_1 , c_2 und k_2 bestimmt und sowohl in Abb. 4.50 für $\varphi_0(\varphi_k)$ als auch in Abb. 4.51 für die elastische Antwort $M^e(\varphi_h, \varphi_k)$ dargestellt. Die (—)-Linien in Abb. 4.51 zeigen die für jeden Kniewinkel KW berechneten Funktionen $M^e(\varphi)$ aus Tab. 4.4 und die (---)-Linien das Anpassungsergebnis für $M^e(\varphi_h, \varphi_k)$ in Kombination mit der quadratischen Funktion 4.41 (Abb. 4.51a) und der Funktion 4.42 (Abb. 4.51b) aus Tab. 4.5 (Nr. 2 und 4). Das Anpassungsergebnis ist für beide Funktionen gleichermaßen gut. Lediglich der oben bereits erwähnte Problembereich der Extension im 0° -Kniewinkel zeigt zwangsläufig die Abweichung, mit der sich bereits $M^e(\varphi)$ im 0° -Kniewinkel von den elastischen Antworten der anderen Kniewinkel unterscheidet. Im Vergleich beider Funktionen bezüglich der Berechnung der Parameter für die elastische Antwort $M^e(\varphi_h, \varphi_k)$

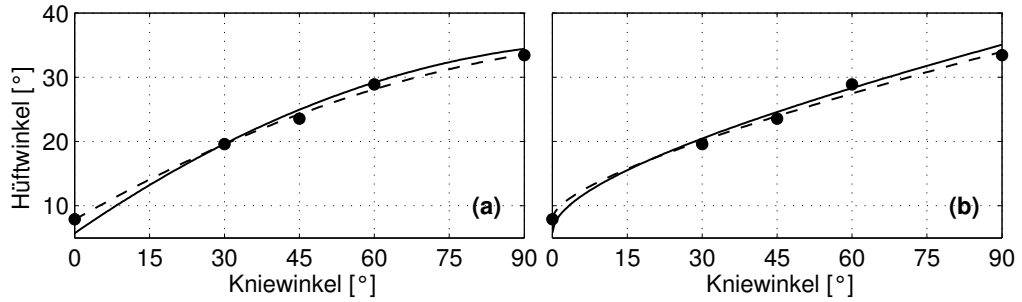


Abb. 4.50: Zusammenhang zwischen der Kniewinkelposition und der Nullmomentstellung φ_0 für die Fkt. 4.41 (a) und die Fkt. 4.42 (b). Den (---)-Linien liegen die Parameter der Tab. 4.5 Nr. 1 und 3 zugrunde und den (—)-Linien die Parameterwerte unter Nr. 2 und 4. Die (•)-Punkte kennzeichnen die fünf Nullmomentstellungen φ_0 , die für jeden vermessenen Kniewinkel unter $h_{MW}^N(t)$ in Tab. 4.4 gelistet sind.

(Abb. 4.51) ist das Residuum zwischen den Eingangsfunktionen $M^e(\varphi)$ und dem Ergebnis $M^e(\varphi_h, \varphi_k)$ für die quadratische Funktion geringer als für die Funktion mit dem Wurzelterm. Das Maximum der Funktion 4.41 wird allerdings bei einem noch kleineren Kniewinkel von $\approx 111^\circ$ erreicht.

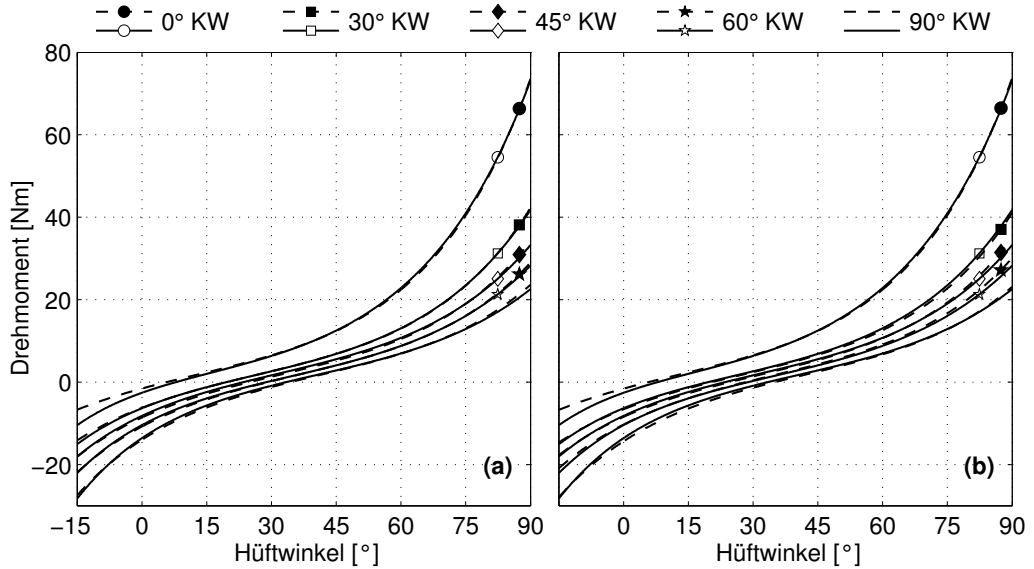


Abb. 4.51: Ergebnis der Berechnung der elastische Antwort $M^e(\varphi_h, \varphi_k)$. Die (—)-Linien zeigen die für alle fünf Kniewinkel und mit den Parametern unter $h_{MW}^N(t)$ aus Tab. 4.4 berechneten elastischen Antworten $M^e(\varphi)$. Die (---)-Linien zeigen die nur für die gleichen fünf Kniewinkel berechneten elastischen Antworten $M^e(\varphi_h, \varphi_k)$ mit den Parametern aus Tab. 4.5. (a) Nr. 2 - Fkt. 4.41. (b) Nr. 4 - Fkt. 4.42.

4.5.2 Normierte Übergangsfunktionen $h_s^N(t)$, $h_e^N(t)$ und $h_{p_0}^N(t)$

Bei der Anwendung der quasilinearen viskoelastischen Theorie sind mit Blick auf die adäquate modellorientierte Abbildung biologischer Systeme einige wichtige, dem Ansatz inhärente Eigenschaften von Bedeutung. Diese Eigenschaften werden in der Praxis sowohl auf der Basis von Näherungsannahmen als auch durch im Umgang mit dieser Theorie zu beobachtende Ungenauigkeiten teils vernachlässigt und teils nicht beachtet. Das spiegelt sich vor allem bei der Behandlung und Diskussion der normierten Übergangsfunktion wider. Eine zentrale Eigenschaft, die jeder Funktionstyp, der als normierte Übergangsfunktion eingesetzt wird, erfüllen muss, ist die Voraussetzung $h^N(0) = 1$ (vgl. Abschn. 4.2, Glg. 4.12). Für die von Fung (1972, 1993) vorgestellte Funktion $h_s^N(t)$ (Glg. 4.29) ist diese Forderung unabhängig von den Parametern \hat{c} , τ_1 und τ_2 von vornherein erfüllt. Auch die Funktion $h_e^N(t)$ (Glg. 4.25) entspricht mit $c_0 = 1 - \sum_{i=1}^{n=2} c_i$, $1 > c_i > 0$ ohne weiteres dieser Bedingung, sogar wenn um exponentielle Terme erweitert werden würde ($n > 2$). Für die im Abschnitt 4.2.2 erwähnte Funktion $h_l^N(t)$ (Glg. 4.32) und die Potenzfunktion $h_p^N(t)$ (Glg. 4.33) ist es dagegen notwendig, einen Zeitversatz t_0 einzuführen, da sonst beide Funktionen bei $t = 0$ eine Unstetigkeitsstelle besitzen. Wie bereits in Abschnitt 4.4.3 erwähnt, findet die Diskussion jeder normierten Übergangsfunktion in der Regel nach logarithmischer Transformation der Zeit im $h^N(t)$ - $\ln(t)$ -Raum statt. Nach der Transformation wird bei der Darstellung von linearen Abschnitten der Mess- und Anpassungsergebnisse häufig vernachlässigt, dass die normierte Übergangsfunktion keinen Schnittpunkt mit der Ordinate mehr besitzt und die Abszisse in Richtung $t \rightarrow 0$ beliebig erweitert werden kann. Um Konsistenz zu wahren, sollte anstelle von $h^N(0) = 1$ die Bedingung $\lim_{t \rightarrow 0} h^N(\ln t) = 1$ erfüllt werden. Gleichzeitig strebt der Anstieg gegen Null {vgl. Abb. 4.45 und siehe Neubert (1963); Fung (1972); Myers et al. (1991); Best et al. (1994); Carew et al. (1999)}:

$$\lim_{t \rightarrow 0} \frac{d h^N(t)}{d(\ln t)} = 0. \quad (4.43)$$

Wenn diese typische Charakteristik im Kurvenverlauf der normierten Übergangsfunktion $h^N(t)$ vor allem, wenn keine lineare Näherung diskutiert wurde, nicht zu erkennen ist, dann sind Fehler bei der Verwendung des Modells gemacht worden. In den Studien von Pinto & Patitucci (1980) und Kwan et al. (1993) wird die Bedingung 4.43 für die Funktion 4.29 nicht erfüllt, was sich deutlich im Krümmungsverhalten der normierten Übergangsfunktion äußert. Wenn lineare Näherungen im Rahmen der Berechnung der Parameter und bei der Darstellung der normier-

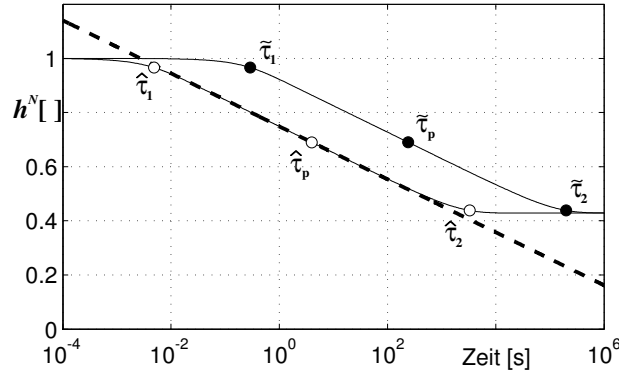


Abb. 4.52: Rekonstruktion der Funktionen $h_l^N(t) = -0.042 \ln(t) + 0.749$ { (---)-Linie } und $h_s^N(t)$ mit den in Woo et al. (1981) angegebenen Parametern $\hat{c} = 0.099$, $\tilde{\tau}_1 = 0.29\text{s}$, $\tilde{\tau}_2 = 1.99 \cdot 10^5\text{s}$ { (—•—)-Linie } und den neu berechneten Parametern $\hat{\tau}_1 = 4.83 \cdot 10^{-3}\text{s}$, $\hat{\tau}_2 = 3.32 \cdot 10^3\text{s}$ { (—○—)-Linie }, $\tau_p = \sqrt{\tau_1 \tau_2}$

ten Übergangsfunktion Verwendung fanden, ist die Beurteilung der Ergebnisse schwieriger. Ein zu beachtender Punkt ist der Abgleich zwischen Original- und Näherungsfunktion, was am Beispiel von Woo et al. (1981) für die Funktion 4.29 verdeutlicht werden kann. Wenn die Differenz zwischen den Zeitkonstanten τ_2 und τ_1 der Funktion 4.29 mehr als zwei Dekaden beträgt ($\tau_2 - \tau_1 > 10^2$), kann für den linearen Abschnitt um den Zeitpunkt $\tau_p = \sqrt{\tau_1 \tau_2}$ eine Näherungslösung in Form der Funktion 4.32 mit dem Anstieg $\tilde{b} = \hat{m}$ aus Gleichung 4.38 angegeben werden. Anschließend wird der Parameter \tilde{a} bei bekanntem Anstieg \tilde{b} über den Funktionswert $\{\tau_p, h_s^N(\tau_p)\}$ bestimmt. Dieser Weg beschreibt die Berechnung der Parameter \tilde{b} und \tilde{a} der Näherungslösung $h_l^N(t)$ aus den Parametern \hat{c} , τ_1 und τ_2 der normierten Übergangsfunktion $h_s^N(t)$. In der Praxis wird in der Regel der umgekehrte Weg beschritten. Mit den aus Stufenexperimenten stammenden charakteristischen Zeitpunkten wie der Sprungzeit und der Messdauer wird gemeinsam mit den entsprechenden Messwerten in die Bestimmungsgleichungen für die Näherungslösung eingegangen. Bei Woo et al. (1981) wurden die Werte $\tilde{b} = 0.042$, $\tilde{a} = 0.749$ { $h_l^N(t) = -0.042 \ln(t) + 0.749$; (---)-Linie in Abb. 4.52 } und die Werte $\hat{c} = 0.099$, $\tau_1 = 0.29\text{s}$, $\tau_2 = 1.99 \cdot 10^5\text{s}$ für $h_s^N(t)$ { (—•—)-Linie mit $\tilde{\tau}_1, \tilde{\tau}_p, \tilde{\tau}_2$ in Abb. 4.52 } berechnet. Wie in Abb. 4.52 zu sehen, liegt die Näherungslösung $h_l^N(t)$ deutlich entfernt von der Funktion $h_s^N(t)$, die aus den gelisteten Parametern rekonstruiert wurde. Lediglich die Anstiege in den Punkten $\tilde{\tau}_p$ und $\hat{\tau}_p$ stimmen überein. Das heißt, für die Korrektur von $h_s^N(t)$ kann \hat{c} beibehalten werden. Aber die Zeitkonstanten müssen mit $h_l^N(\tilde{\tau}_p) = h_l^N(\hat{\tau}_p)$ und Gleichung 4.38 neu berechnet werden: $\tau_1 = 4.83 \cdot 10^{-3}\text{s}$, $\tau_2 = 3.32 \cdot 10^3\text{s}$ { (—○—)-Linie mit $\hat{\tau}_1, \hat{\tau}_p, \hat{\tau}_2$ in Abb. 4.52 }. Die Dämpfungscharakteristik bleibt in diesem Fall erhalten, aber

der Frequenzbereich, in dem die Dämpfung wirksam wird, verschiebt sich um ca. zwei Dekaden zu höheren Frequenzen hin, was die anschließende Berechnung der Parameter der elastischen Antwort beeinflusst. Einen noch größeren Einfluss auf die Parameterwerte der elastischen Antwort hat die alleinige Verwendung der linearen Näherungsfunktionen $h_l^N(t)$ aus Gleichung 4.32 und $h_p^N(t)$ aus Gleichung 4.33 ohne Zeitversatz t_0 (Haut & Little, 1972; Blickhan, 1986; Provenzano et al., 2001). Für beide Funktionen sind die Anstiegsparameter \tilde{b} und \hat{b} auf der Basis von Stufenexperimenten relativ gut zu bestimmen. Allerdings ist eine Normierung der Funktionen auf $h^N(0) = 1$ nicht möglich. Somit werden die Normierungsparameter \tilde{a} und \hat{a} maßgeblich von der Dauer der Rampe (der Zeit zwischen Ruhelänge und dem Erreichen eines konstanten Dehnungs-, Längen- oder Winkelwertes) eines Stufenexperimentes oder von der Anfangsschrittweite der numerischen Integration, mit der das Faltungsintegral berechnet wird, bestimmt. Zum Beispiel sind in Abb. 4.52 die Funktionswerte $h_l^N(t < 2.7 \cdot 10^{-3}\text{s}) > 1$ und die elastische Antwort ist nicht entsprechend der Theorie die obere elastische Grenze des Modells. Das Vernachlässigen der Normierung stellt nicht automatisch die wissenschaftlichen Ergebnisse der oben genannten Studien in Frage. Das hängt im Detail von der wissenschaftlichen Fragestellung ab. Allerdings ist die studienübergreifende Vergleichbarkeit und die weitere Verwendung der berechneten Parameterwerte stark eingeschränkt. Neben der Integralform des Modells scheint diese Inkonsistenz ein weiterer gewichtiger Grund dafür zu sein, dass der quasilineare Ansatz in Modellen zur Synthese von (menschlicher) Bewegung keine Rolle spielt.

Direkt im Zusammenhang mit dem Problem der Normierung der Übergangsfunktion steht der wichtige Unterschied zwischen dem (theoretischen) Zeitverlauf der Sprungfunktion $H(t)$ und ihrer experimentellen Approximation mit Hilfe einer endlichen Sprungdauer Δt . Der Umgang mit diesem Problem variiert in der Literatur von Studie zu Studie. In Thornton et al. (1997) wurde beispielsweise das Problem überhaupt nicht diskutiert. Sauren & Rousseau (1983) verschoben die Messwerte um Δt nach links und behandelten den Zeitpunkt Δt als $t = 0$. Eine Fehleranalyse dieser Methode der Näherung ist für die Parameter \hat{c} , τ_1 und τ_2 der Funktion $h_s^N(t)$ von Dortmans et al. (1984) durchgeführt worden. In der Studie von Myers et al. (1991) wurde der Zeitraum zwischen $t = 0$ und Δt durch die Daten der ersten 200ms nach dem Zeitpunkt Δt linear in Richtung $t = 0$ extrapoliert. Bei Nigul & Nigul (1987) ist sogar eine rein theoretische Bearbeitung dieses Problems und die Diskussion verschiedener Lösungsansätze zu finden. Welche Methode von den einzelnen Autoren auch vorgeschlagen wurde, jede Methode ist abhängig von der Sprungdauer Δt mehr oder weniger fehlerhaft. Die Qualität

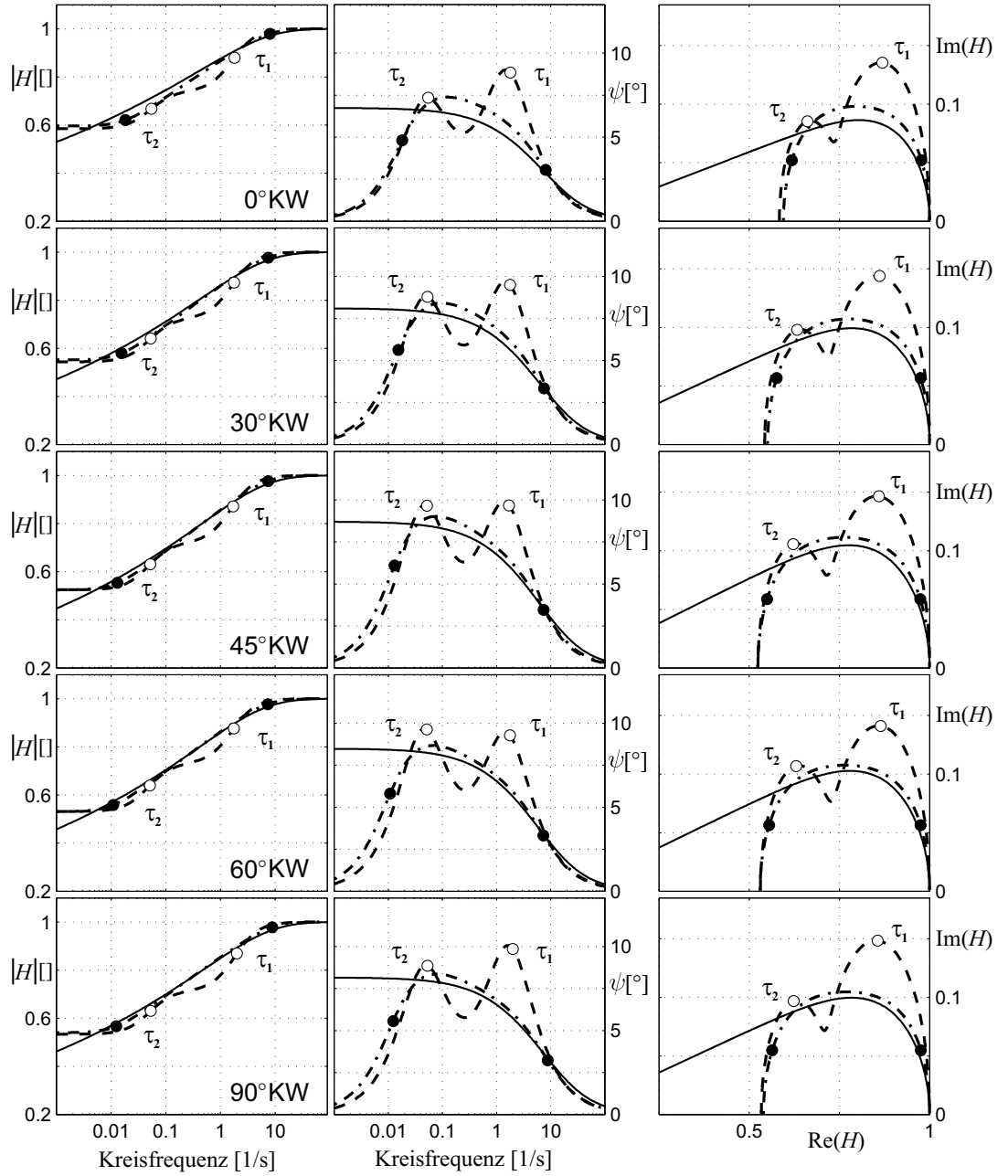


Abb. 4.53: Betrag (linke Spalte) und Phasenwinkel ψ (mittlere Spalte) der normierten Übertragungsfunktionen $H_s^N(i\omega)$ (---), $H_e^N(i\omega)$ (-.-.-) und $H_{p_0}^N(i\omega)$ (—) im Frequenzbereich (Kreisfrequenz) und in der komplexen Ebene (rechte Spalte) für alle Kniewinkel (Zeilen). Die Punkte (\circ) und (\bullet) markieren jeweils die Lage der charakteristischen Zeitkonstanten τ_1 und τ_2 der Übergangsfunktionen $h_e^N(t)$ und $h_s^N(t)$ im Frequenzbereich ($\omega = 1/\tau$).

der berechneten Parameter und deren Aussagekraft wird unabhängig von der Art der Eingangsfunktion immer vom im Experiment erfassten Frequenzspektrum bestimmt. Woraus folgt, dass in Experimenten mit stufenförmigen Eingangsfunkti-

nen eine möglichst kurze Sprungdauer Δt angestrebt werden sollte, was wiederum die bereits im Kapitel 3 angesprochenen Schwierigkeiten und Probleme im Versuchsaufbau mit sich bringt. Es ist zu empfehlen, die im Experiment realisierten Trajektorien ohne jeden Zwischenschritt entweder numerisch oder bevorzugter Weise als Zeitfunktion im Faltungsintegral zur Berechnung der Parameter zu verwenden und die freien Parameter der normierten Übergangsfunktion nicht unabhängig von den Parametern der elastischen Antwort zu berechnen.

Das vollständige elastische Verhalten zum Zeitpunkt $t = 0$ und für die Funktionstypen $h_s^N(t)$ und $h_e^N(t)$ auch im Grenzfall $h^N(t \rightarrow \infty)$ ist zwar inhärenter Bestandteil des theoretischen Ansatzes, aber aus der Sicht der biologischen Struktur lediglich ein Hilfsmittel der modellorientierten Beschreibung, da in der Natur beide Grenzfälle nie zu beobachten sein werden. Die damit verbundene Tatsache, dass mit dem Modellansatz nur ein bestimmtes Frequenzspektrum erfasst und abgebildet werden kann, ist aber keine gravierende Einschränkung, da speziell für das Hüftgelenk auf Basis der Muskel- und Gewebeeigenschaften sowie der Trägheitseigenschaften des Beines der Bewegungsbereich und die realisierbaren Bewegungsgeschwindigkeiten ebenfalls (stark) limitiert sind. Die Darstellung der Ergebnisse aus Abb. 4.45 im Frequenzbereich mit Hilfe des Betrages und des Phasenwinkels der normierten Übertragungsfunktionen $H^N(i\omega)$ macht deutlich, wie die berechneten Parameterwerte den vermessenen Frequenzbereich abbilden (Abb. 4.53). Die Bewegungen mit einer Winkelgeschwindigkeit von $1^\circ/s$ und $80^\circ/s$ über einen Winkelbereich von 105° entsprechen einer Kreisfrequenz von $\omega \approx 0.03 \text{ rad/s}$ und $\omega \approx 2.1 \text{ rad/s}$. Die Dauer der Stufenexperimente von 180 s korrespondiert unabhängig von der Sprungweite mit einer nur geringfügig kleineren Kreisfrequenz von $\omega \approx 0.017 \text{ rad/s}$. Die Verläufe $|H(\omega)|$ und $\psi(\omega)$ in der Abb. 4.45 zeigen deutlich für alle drei normierten Übertragungsfunktionen, wie das Frequenzspektrum der Eingangsfunktionen die Bandbreite, über die Dämpfung durch die normierten Übergangsfunktionen im Modell abgebildet wird, bestimmt. Dass die Funktion $h_{p_0}^N(t)$ in Richtung der niedrigen Frequenzen keine untere elastische Grenze besitzt, liegt einerseits am Funktionstyp und andererseits an der Eigenschaft $h_{p_0}^N(t \rightarrow \infty) = 0$. Um eine elastische Restspannung durch $h_{p_0}^N(t)$ abzubilden, müsste eine Konstante als dritter freier Parameter addiert werden. Da aber das Frequenzspektrum der Eingangsfunktionen das maßgebende Kriterium darstellt und den aussagekräftigen Bereich definiert, ist die Ergänzung einer unteren elastischen Grenze von untergeordneter Bedeutung.

Die Differenzen im Verlauf zwischen den elastischen Antworten, die für jede normierte Übergangsfunktion separat berechnet wurden (Abb. 4.49), sind gering. Die

Unterschiede zwischen den normierten Übergangsfunktionen bei der Abbildung der viskoelastischen Eigenschaften sowohl im Zeit- als auch im Frequenzbereich, die hauptsächlich durch die verschiedenartigen Funktionstypen entstehen, sind ebenfalls relativ klein. Dieses Ergebnis weist auf eine schlüssige Anwendung der Theorie und vor allem der verwendeten Funktionen hin. Der eingesetzte Algorithmus zur Optimierung (siehe Abschn. 4.4.1) konvergierte unabhängig von der verwendeten Schrittweite auf die gleiche Lösung für den Ergebnisparametersatz \vec{p}_e (Abb. 4.22). Weil die drei normierten Übergangsfunktionen näherungsweise den gleichen Frequenzbereich abbilden, weisen die Unterschiede in der Lage der Zeitkonstanten (τ und t_0) darauf hin, dass deren Platzierung relativ zum Frequenzbereich spezifisch für den jeweiligen Funktionstyp ist. Daraus folgt, dass die im Experiment verwendete Sprungdauer Δt nicht direkt die schnelle Relaxationsprozesse begrenzende Zeitkonstante τ_1 oder den Zeitversatz t_0 bestimmen darf. Mit dieser Schlussfolgerung ist die in Abschnitt 4.1 getroffene Aussage „Wenn die charakteristischen Zeitkonstanten des System die Bedingung $\tau \ll \Delta t$ erfüllen, kann die Dauer des Sprunges vernachlässigt werden.“ zu revidieren, da erstens dabei nicht die Spezifik des Funktionstyps berücksichtigt wird und zweitens auf Basis der gemessenen Daten nicht abgeschätzt werden kann, ob diese Bedingung erfüllt ist.

Für die Beantwortung der Frage, in wie weit die über das Modell und die berechneten Parameter quantitativ erfassten viskoelastischen Eigenschaften des menschlichen Hüftgelenkes zur Beschreibung der menschlichen Lokomotion herangezogen werden können, ist die Bandbreite des vermessenen Frequenzbereiches ebenfalls von entscheidender Bedeutung. Hierfür ist ein Abgleich der bei der Fortbewegung auftretenden Bewegungsgeschwindigkeiten und Bewegungsamplituden, d.h. der Frequenzbereich der Lokomotion, mit dem hier vermessenen Bereich durchzuführen. Auf der Basis von Literaturdaten kann eine Abschätzung vorgenommen werden. Der in Cavanagh (1990) angegebene Hüftwinkel-Zeit-Verlauf bei einer Laufgeschwindigkeit von ≈ 3.8 m/s zeigt eine Amplitude von $\approx 60^\circ$ und damit eine Zyklusfrequenz von ≈ 1.4 Hz (2.8π rad/s). Beim menschlichen Gang (Winter, 1990) ist die Bewegungsgeschwindigkeit mit ≈ 1.4 m/s zwar deutlich geringer, die Hüftwinkelamplitude mit $\approx 43^\circ$ aber ebenfalls. Die Zyklusfrequenz beträgt ≈ 1 Hz (2π rad/s). Für den Sprint mit einer Geschwindigkeit von ≈ 9 m/s und einer Exkursion im Hüftgelenk von $\approx 90^\circ$ steigt die Zyklusfrequenz auf über 2 Hz (4π rad/s). Der für die Lokomotion relevante Frequenzbereich wurde demnach nicht ganz erreicht. Die zukünftig notwendige Ausweitung des Frequenzbereich übersteigt die Möglichkeiten der normierten Übergangsfunktion $h_e^N(t)$. Bereits

ohne Erweiterung ist der Überschneidungsbereich zu gering für eine adäquate Beschreibung der Dämpfung, wie in Abb. 4.53 für die korrespondierende Übertragungsfunktion $H_e^N(i\omega)$ anhand der zwei distinkten Maxima im $\psi(\omega)$ -Verlauf zu sehen ist.

Die physikalischen Eigenschaften der Apparatur lassen die Vermessung höherer Bewegungsfrequenzen problemlos zu. Um mit Rücksicht auf den Probanden höhere Frequenzen zu realisieren, müssten über den Bereich der Winkelgeschwindigkeiten des Messprotokolls die Bewegungsamplituden verringert werden. Die Verkleinerung der Amplitude würde natürlich das Verhältnis von trägheitsmomentabhängigem zu trägheitsmomentunabhängigem Momentanteil verschlechtern und eine klare Trennung der Signalanteile aufgrund der Apparatureigenschaften erschweren. Entsprechendes wäre aber umsetzbar und im Detail mit modifiziertem Messprotokoll zu prüfen.

Die im Experiment gemessenen Daten werden in der Regel mit konstanter Abtastfrequenz aufgezeichnet, d.h. linear im Zeitbereich. Entsprechend gehen die Daten auch wie allgemein üblich linear in die Fehlerquadratminimierung der Optimierung ein (Carew et al., 1999; Abramowitch & Woo, 2004). Wie in Abschnitt 4.4.3 begründet, ist das Gewicht und der Einfluss der Zeitkonstanten auf das Verhalten des Modells erst sinnvoll nach logarithmischer Transformation der Zeit vergleichbar. Das bedeutet, wenn es Abweichungen gibt zwischen der Datenbasis, die die Eigenschaften der biologischen Struktur beinhaltet, und der Fähigkeit des Modells, diese Eigenschaften abzubilden, dann ist es wahrscheinlich, dass die Anpassung auf Kosten der mit zu kleinem Gewicht repräsentierten Zeikonstante erfolgt. Dieser Effekt spiegelt sich im Anpassungsergebnis für die stufenförmigen Eingangsfunktionen im dritten Teil des Messprotokolls wider. In den Abbildungen 4.28, 4.29, 4.35, 4.36, 4.42 und 4.43 ist zu sehen, dass für die Daten aus dem Stufenexperiment die negative Änderung $dM/d(\ln t)$ geringer ist, als durch das Modell wiedergegeben wird. Mit genauem Blick auf die Daten, die in die Anpassung eingegangen sind, dominieren aufgrund ihres Frequenzgehaltes die zyklischen Eingangsfunktionen des zweiten Protokollteiles den Wert der Zeitkonstante, die die schnellen Relaxationsprozesse abgrenzt. Der berechnete Phasenwinkel $\psi(\omega)$, der eine gute Abbildung der zyklischen Winkel-Zeit-Verläufe erlaubt, ist demnach etwas zu groß für eine gute Abbildung der stufenförmigen Winkel-Zeit-Verläufe. Da der Bereich bis 10 s der stufenförmigen Eingangsfunktionen über die im Verhältnis zu den anderen Bereichen geringe Anzahl der Daten in der Anpassung unterrepräsentiert ist, ergeben sich entsprechend die größten Abweichungen in diesem Bereich. Dieser Effekt würde verringert werden, wenn die Datenpunkte inner-

halb der Fehlerquadratminimierung in Anlehnung an die typische Charakteristik der normierten Übergangsfunktionen $h^N(t)$ im $M(\ln t)$ -Bereich bezüglich der Zeit logarithmisch gewichtet werden. Diese Vermutung bestätigt sich, wenn die Parameterbestimmung jeweils separat für Protokollteil zwei und drei gerechnet wird. Zum Beispiel ergibt sich für die Funktion $h_s^N(t)$ für die stufenförmigen Eingangsfunktionen im Vergleich zu den zyklischen ein kleinerer Phasenwinkel und damit eine geringere Dämpfung über einen größeren Parameter τ_2 und einen kleineren Wert \hat{c} . Die über die stufenförmigen Eingangsfunktionen berechneten Parameter würden demnach geringere Hysteresen vorhersagen als mit den zyklischen Eingangsfunktionen gemessen wurden. Ob diese Diskrepanz über die veränderte Gewichtung und über eine verbesserte Übereinstimmung der Frequenzspektren der beiden Protokollteile aufgelöst werden kann, bleibt zu prüfen.

4.6 Ausblick

Die Diskussion wirft bereits einige interessante Fragen auf, für deren Beantwortung sich Lösungsvorschläge ableiten ließen. Die Ausweitung des Frequenzbereiches der Eingangsfunktionen und damit die Ausweitung der Aussagekraft der berechneten Parameter ist nahe liegend und bereits mit dem vorhandenen Instrumentarium zu leisten. Ebenfalls ohne messtechnische Erweiterungen wäre zu untersuchen, wie sich die viskoelastischen Eigenschaften durch sportliche Betätigungen wie Kraft- oder Dehnungstraining über die Zeit verändern. Die Integration des Modells in andere Modelle oder Fragestellungen zur Synthese menschlicher Lokomotion steht noch aus. Bereits vorhandene Modelle müssten auf Schnittstellen und Ansatzpunkte untersucht werden. Hierfür ist auch interessant, ob die Integralform des Modells wieder in eine differentielle Form überführt werden kann, um zum Beispiel den numerischen Aufwand für eine Simulation zu verringern.

Kapitel 5

Zusammenfassung

Das Ziel der Arbeit war die modellorientierte Beschreibung der viskoelastischen Eigenschaften des menschlichen Hüftgelenkes für Bewegungen in der sagittalen Ebene auf der Grundlage von Gelenkmoment-Winkel-Verläufe, die mit einer selbst entwickelten Messapparatur aufgezeichnet wurden.

Eine Voraussetzung für die Analyse der viskoelastischen Eigenschaften ist die Kenntnis der Anatomie des menschlichen Hüftgelenkes. In Kapitel 2 wurden die Strukturen besprochen, die potenziell zur Steifigkeit im Hüftgelenk beitragen. Unter diesem Gesichtspunkt wurden die artikulierenden Gelenkflächen (Abschnitt 2.1), der Kapsel- und Bandapparat (Abschnitt 2.2) sowie die über das Hüftgelenk ziehende eingelenkige und zweigelenkige Muskulatur (Abschnitt 2.3) diskutiert. Im Ergebnis wurde festgestellt, dass der Beitrag der Gelenkflächen vernachlässigbar klein ausfällt, der Kapsel- und Bandapparat vor allem in Extensionrichtung bei gestrecktem Kniegelenk einen wesentlichen Beitrag liefert und die Muskulatur abhängig vom Kniewinkel den größten Anteil zum Gelenkmoment beisteuert. Die zweigelenkigen Muskeln waren von besonderem Interesse, weil deren über die Kniewinkelposition veränderbare Muskellänge den Verlauf der Steifigkeit im Hüftgelenk maßgeblich beeinflusst. Das Hüftgelenk ist als zentrales Gelenk der menschlichen Lokomotion vor allem im Verhältnis zu anderen Gelenken aufgrund seiner „weichen“ Gelenkansschläge interessant. Die Grenze der Bewegungsreichweite wird über einen großen Bereich von Hüft-Kniewinkel-Kombinationen von der längenabhängigen Sensorik der Muskulatur bestimmt. Der damit verbundene „Dehnungsreiz“ wird in Relation zu einer probandenspezifischen Reizschwelle subjektiv wahrgenommen. Des Weiteren kommt erschwerend hinzu, dass bei der Messung die Bewegung im Hüftgelenk auch bei sorgfältig fixiertem Beckenknochen von einer Bewegung in der Lendenwirbelsäule überlagert wird. Aus diesen Gründen differierten die Ergebnisse zur Bestimmung der Grenzen der Bewegungs-

reichweite des Hüftgelenkes in Untersuchungen, in denen größere Populationen vermessen wurden (Abschnitt 2.4). Der Hüftwinkelbereich des Messprotokolls orientierte sich trotz der Variation der Bewegungsgrenzen an den Resultaten der genannten Studien.

Für die experimentelle Vermessung der viskoelastischen Eigenschaften wurde ein Messplatz entwickelt (Kapitel 3), dessen Aufbau und Steuerung im Detail in Abschnitt 3.2 beschrieben wurde. Die Apparatur musste gewährleisten, dass das Bein eines Probanden im gesamten Bewegungsbereich der Versuchsperson über ein breites Spektrum von Winkelgeschwindigkeiten passiv bewegt werden konnte. Passiv bedeutet, dass die Bewegung des Beines im Experiment vollständig durch die Apparatur geführt wurde und der Proband die Bewegung durch Kontraktion der Beinmuskulatur nicht beeinflusste. Die Inaktivität der Beinmuskulatur wurde kontrolliert, indem über den Winkelbereich des Messprotokolls ein Elektromyogramm der oberflächlich liegenden und den Bewegungsbereich begrenzenden Muskulatur aufgezeichnet wurde. Zur Vermeidung und Lösung von Schwierigkeiten beim Aufbau der Apparatur wurden die Erfahrungen aus bereits absolvierten Studien am menschlichen Hüftgelenk überprüft und für die Konzeption genutzt. Diese Studien beinhalteten Messungen mit sowohl manuell als auch motorgesteuerten Apparaturen, wobei die Übertragung der Bewegung auf das Bein aufgrund der relativ hohen Massenträgheit von besonderer Bedeutung war (Abschnitt 3.1). Für die Aufhängung und Bewegungssteuerung des Beines wurde ein Hebelarm aus Profialuminium benutzt, der sich damit zwischen Messgerät und zu vermessen-der Struktur befand. Entsprechend mussten die Übertragungseigenschaften des Hebelarmes im Besonderen und der Apparatur im Allgemeinen evaluiert werden (Abschnitt 3.3). Die Massenträgheitseigenschaften des Hebelarmes und des Beines konnten gemeinsam mit einem linearen Übertragungsglied 2. Ordnung beschrieben und isoliert werden. Es erwies sich als günstig, die Massenträgheitseigenschaften für jeden Probanden experimentell zu ermitteln (Abschnitt 3.4). Die Apparatur war in der Lage, alle Bewegungsgeschwindigkeiten umzusetzen, die der Proband zuließ. Durch die vollständige Führung der Bewegung und dem damit verbundenen Verlust an Bewegungskontrolle wurden aus psychologischen Gründen Bewegungsgeschwindigkeiten, wie sie bei der schnellen Lokomotion auftreten, nicht erreicht.

Kapitel 4 beschäftigte sich mit der Modellierung der gemessenen Gelenkeigenschaften. Als Modell für die mathematische Abbildung der viskoelastischen Eigenschaften des Hüftgelenkes wurde die quasilineare viskoelastische Theorie (QLV) verwendet. Dieser theoretische Ansatz wurde von Neubert (1963) zur Abbildung

von Dämpfungseigenschaften in komplexer Form vorgestellt und von Fung (1972, 1993) für die Beschreibung von Biomaterialien übernommen. Der Ansatz basiert auf einem rheologischen Modell mit linearen Grundelementen, dessen Eingangs-Ausgangs-Relation in Form eines Faltungsintegrals mit Gewichtsfunktion dargestellt werden kann (Abschnitt 4.1). Für die Abbildung des Verhaltens von Biomaterialien ist ein lineares Modell nicht ausreichend. Die Idee des „quasi“-linearen Ansatzes besteht darin, durch die Verwendung des Faltungsintegrals mit Hilfe geeigneter Funktionen im Integranden nichtlineare Eigenschaften zu approximieren. Dafür wurde die Gewichtsfunktion normiert und bildet als normierte Übergangsfunktion das Dämpfungsverhalten ab. Die zweite Funktion im Integranden des Faltungsintegrals beschreibt das elastische Verhalten und wird entsprechend als elastische Antwort bezeichnet. Die elastische Antwort ist zeitunabhängig und für die Gelenkmoment-Winkel-Beziehung im Hüftgelenk eine Funktion des Hüftwinkels. Der Hüftwinkel geht wiederum als zeitabhängige Eingangsfunktion in das Faltungsintegral ein. Das Faltungsintegral als Grundlage des Modells und die Funktionstypen, die als elastische Antwort und normierte Übergangsfunktion zur Abbildung der Eigenschaften des Hüftgelenkes in Frage kamen, wurden in Abschnitt 4.2 diskutiert. Es wurden bei der Modellierung ein Funktionstyp für die elastische Antwort (Glg. 4.24) und drei verschiedene Funktionstypen (Glg. 4.25, 4.29 und 4.36) jeweils unabhängig voneinander als normierte Übergangsfunktionen verwendet. Um die Eigenschaften der normierten Übergangsfunktionen besser zu veranschaulichen wurden jeweils die korrespondierenden normierten Übertragungsfunktionen berechnet und im Frequenzraum dargestellt. Anhand der Funktion 4.33 wurde gesondert auf das Problem der Normierung eingegangen und für die Linksverschiebung der Funktion im Zeitbereich (Glg. 4.36) die korrespondierende Übertragungsfunktion (Glg. 4.37) berechnet. In Abschnitt 4.3 wurden die Probandengruppe, das Messprotokoll, die Überprüfung der muskulären Aktivität mittels EMG und die Reliabilität der gemessenen Moment-Zeit-Verläufe besprochen. Mit Hilfe von Funktionen aus der Optimazition Toolbox der Software MATLAB[®] wurden nach dem in Abschnitt 4.4.1 dargestellten Schema die freien Parameter der elastischen Antwort und der normierten Übergangsfunktionen berechnet. Exemplarisch wurden die Anpassungsergebnisse eines Probanden für die zyklischen und stufenförmigen Eingangsfunktionen und die drei Kombinationen aus elastischer Antwort und normierter Übergangsfunktion dargestellt. Anschließend wurde, um die freien Parameter über die Probandengruppe zusammenzufassen, ein zentrales Maß ermittelt. Über die Dichtefunktionen der Normalverteilung wurde begründet, warum ein Mittelwert für die Parameter der normierten

Übergangsfunktion mit Zeitdimension erst nach logarithmischer Transformation berechnet wurde. Für die elastische Antwort wurde aufgrund der Abhängigkeit der Parameter nochmals über eine nichtlineare Anpassung eine mittlere Funktion über alle Probanden bestimmt. Die Anpassungsergebnisse für die elastische Antwort zeigen über die vermessenen Kniewinkelpositionen eine sehr ähnliche Charakteristik im Gelenkmoment-Winkel-Verlauf. Die einzelnen elastischen Antworten sind lediglich um die Nullmomentstellung φ_0 versetzt. Durch einen funktionellen Zusammenhang zwischen Nullmomentstellung φ_0 und Kniewinkel φ_k ließ sich die elastische Antwort als Funktion des Hüftwinkels (Glg. 4.24) auf eine Funktion von Hüft- und Kniewinkel erweitern (Glg. 4.40). Für die Funktion $\varphi_0(\varphi_k)$ wurden ein Ansatz mit quadratischem Term und ein Ansatz mit Wurzelterm diskutiert (Abschnitt 4.5). Die Anpassungsergebnisse für die drei normierten Übergangsfunktionen zeigten, dass jede Funktion mit der ihr eigenen funktions-typabhängigen Charakteristik annähernd den vermessenen Frequenzbereich der Eingangsfunktionen abbildet und die Parameter mit Zeitdimension maßgeblich vom Frequenzspektrum der Eingangsfunktionen beeinflusst werden. Dieses Resultat spricht für die konsistente Anwendung der Theorie und die richtige Umsetzung der Funktionen in den Optimierungsalgorithmen. Insbesondere bezüglich der Anwendung und Handhabung der normierten Übergangsfunktionen treten in der Literatur Unstimmigkeiten auf, die in Abschnitt 4.5.2 vor dem Hintergrund der Anpassungsergebnisse diskutiert wurden. Vor allem wurde auf die Diskrepanz zwischen der linearen Näherung mit Hilfe der Funktionen 4.32 oder 4.33 unter Vernachlässigung der Normierungsbedingung und der für die korrekte Berechnung der Parameterwerte zwingend notwendigen Normierung der Übergangsfunktion im Faltungsintegral hingewiesen. Essenz der Untersuchung und der Interpretation der Ergebnisse ist, dass mit der QLV-Theorie bei passender Wahl der Funktionen das viskoelastische Verhalten des Hüftgelenkes abbilden werden kann. Die Aussagekraft des Modells und damit der berechneten Parameter ist auf das Frequenzspektrum der Eingangsfunktionen beschränkt. Die studienübergreifende Vergleichbarkeit der bestimmten Parameter wird nur gewährleistet, wenn die Normierungsbedingung $h^N(t = 0) = 1$ konsequent bei der Verrechnung des Faltungsintegral unabhängig vom Typ der Eingangsfunktion umgesetzt wird.

Anhang A

Berechnete Parametersätze für alle Versuchspersonen

A.1 Parametersätze der Funktionen $M^e(\varphi)$ und $h^N(t)$

A.1.1 Parameter $M^e(\varphi)$ und $h_s^N(t)$

Tab. A.1: Parameter der Funktionen $M^e(\varphi)$ und $h_s^N(t)$, die für die fünf Kniewinkelpositionen der Probanden Nr. 1 bis 7 berechnet wurden.

Proband	KW	\hat{c}_{0s}	\hat{c}	τ_1	τ_2	c_1	c_2	k_1	k_2
Nr. 1	0°	0.60	0.11	0.103	47.6	2.41	2.33	2.163	4.155
	30°	0.55	0.13	0.114	57.4	2.40	2.47	2.120	3.102
	45°	0.53	0.14	0.124	61.4	1.43	4.18	2.425	2.571
	60°	0.53	0.13	0.130	120.8	1.65	3.74	2.276	2.372
	90°	0.56	0.12	0.116	78.0	1.60	2.82	2.103	2.724
Nr. 2	0°	0.52	0.16	0.134	39.5	4.66	4.58	2.280	2.326
	30°	0.59	0.11	0.159	70.2	1.90	6.22	2.345	1.930
	45°	0.55	0.13	0.190	106.5	1.34	7.29	2.577	1.727
	60°	0.53	0.15	0.184	59.5	4.29	5.10	1.994	1.964
	90°	0.59	0.10	0.137	104.0	1.50	4.24	2.650	2.205
Nr. 3	0°	0.64	0.09	0.141	64.9	2.39	2.06	2.274	4.014
	30°	0.56	0.13	0.118	55.2	2.65	1.50	2.172	3.776
	45°	0.56	0.13	0.112	58.7	1.84	3.77	2.333	2.879
	60°	0.51	0.14	0.118	89.9	2.07	3.18	2.380	3.036
	90°	0.52	0.14	0.106	76.7	1.48	3.36	2.368	2.871
Nr. 4	0°	0.57	0.12	0.112	57.6	2.76	4.31	2.229	3.771
	30°	0.54	0.14	0.160	69.0	2.50	3.83	2.197	2.999
	45°	0.53	0.14	0.131	81.6	3.83	3.48	2.019	2.643
	60°	0.54	0.13	0.123	92.5	2.71	3.48	2.120	2.952
	90°	0.56	0.12	0.119	73.5	2.67	3.40	2.118	2.720
Nr. 5	0°	0.60	0.11	0.125	44.5	3.71	2.05	1.954	3.165
	30°	0.48	0.16	0.146	101.2	4.07	3.88	1.863	1.736
	45°	0.46	0.17	0.140	156.0	4.33	4.41	1.688	1.662
	60°	0.50	0.15	0.124	95.7	4.46	4.62	1.769	1.868
	90°	0.54	0.13	0.108	66.7	3.88	4.23	1.914	2.110
Nr. 6	0°	0.65	0.09	0.107	48.6	1.95	4.27	2.382	3.228
	30°	0.60	0.11	0.112	48.0	1.66	4.30	2.524	2.657
	45°	0.60	0.11	0.129	76.6	1.54	4.46	2.453	2.504
	60°	0.58	0.11	0.132	119.5	1.58	3.86	2.443	2.382
	90°	0.57	0.11	0.096	126.2	1.13	4.15	2.725	2.580
Nr. 7	0°	0.62	0.09	0.114	79.6	3.22	2.21	2.249	4.166
	30°	0.57	0.13	0.128	45.9	1.34	3.79	2.590	3.093
	45°	0.56	0.12	0.123	78.5	1.54	3.15	2.626	2.837
	60°	0.61	0.10	0.151	84.2	1.33	3.45	2.910	2.567
	90°	0.58	0.11	0.121	76.4	2.38	3.42	2.350	2.822

Tab. A.2: Parameter der Funktionen $M^e(\varphi)$ und $h_s^N(t)$, die für die fünf Kniewinkelpositionen der Probanden Nr. 8 bis 13 berechnet wurden.

Proband	KW	\hat{c}_{0s}	\hat{c}	τ_1	τ_2	c_1	c_2	k_1	k_2
Nr. 8	0°	0.59	0.11	0.116	47.8	2.97	3.56	2.203	2.892
	30°	0.54	0.13	0.119	64.2	3.18	4.71	2.107	1.934
	45°	0.51	0.15	0.118	88.5	2.24	6.45	2.336	1.706
	60°	0.53	0.14	0.125	83.4	3.54	5.21	1.914	1.876
	90°	0.51	0.15	0.116	81.0	4.68	4.61	1.763	1.725
Nr. 9	0°	0.64	0.09	0.124	60.5	1.75	3.09	2.384	4.111
	30°	0.61	0.10	0.110	64.9	1.70	2.45	2.617	3.224
	45°	0.55	0.13	0.160	69.5	1.02	3.83	2.551	2.724
	60°	0.54	0.14	0.142	72.3	0.94	3.29	2.732	2.790
	90°	0.53	0.13	0.112	81.8	3.29	3.74	1.782	2.447
Nr. 10	0°	0.58	0.13	0.163	56.0	2.68	3.22	2.334	4.089
	30°	0.56	0.13	0.155	54.5	2.26	4.14	2.334	2.535
	45°	0.52	0.15	0.159	58.2	2.58	3.79	2.290	2.538
	60°	0.51	0.15	0.147	94.5	1.22	4.08	3.080	2.426
	90°	0.49	0.15	0.111	119.2	1.40	5.48	2.690	2.403
Nr. 11	0°	0.62	0.10	0.117	73.4	4.23	2.47	2.169	3.178
	30°	0.55	0.13	0.145	82.7	3.04	3.29	2.267	2.522
	45°	0.51	0.17	0.129	39.2	3.89	4.47	2.062	2.399
	60°	0.55	0.13	0.163	87.0	2.63	3.29	2.258	2.660
	90°	0.54	0.14	0.119	69.9	2.08	3.43	2.575	2.472
Nr. 12	0°	0.58	0.11	0.123	78.1	5.39	6.04	2.022	1.622
	30°	0.56	0.12	0.126	104.6	3.82	5.73	2.276	1.866
	45°	0.51	0.15	0.132	113.1	3.30	5.40	2.049	1.708
	60°	0.52	0.13	0.133	122.9	2.12	6.80	2.396	1.587
	90°	0.58	0.11	0.113	75.0	2.26	4.85	2.225	2.255
Nr. 13	0°	0.58	0.13	0.156	38.1	2.49	3.54	2.077	3.016
	30°	0.49	0.18	0.155	55.8	2.79	3.68	1.931	2.317
	45°	0.47	0.18	0.126	69.8	1.73	4.56	2.266	2.275
	60°	0.47	0.17	0.117	98.4	2.81	3.35	1.916	2.367
	90°	0.48	0.18	0.101	52.8	3.07	3.58	1.879	2.356

A.1.2 Parameter $M^e(\varphi)$ und $h_e^N(t)$

Tab. A.3: Parameter der Funktionen $M^e(\varphi)$ und $h_e^N(t)$, die für die fünf Kniewinkelpositionen der Probanden Nr. 1 bis 7 berechnet wurden.

Proband	KW	\hat{c}_0	\hat{c}_1	\hat{c}_2	τ_1	τ_2	c_1	c_2	k_1	k_2
Nr. 1	0°	0.60	0.25	0.15	0.601	16.16	2.68	2.17	2.124	4.199
	30°	0.53	0.29	0.18	0.471	15.53	2.54	2.94	2.132	2.869
	45°	0.53	0.29	0.18	0.636	19.89	1.66	4.21	2.347	2.549
	60°	0.53	0.26	0.21	0.527	18.23	1.84	3.97	2.222	2.317
	90°	0.55	0.27	0.18	0.494	18.29	1.76	3.17	2.066	2.623
Nr. 2	0°	0.51	0.31	0.18	0.523	16.53	5.00	5.58	2.273	2.208
	30°	0.56	0.25	0.19	0.456	16.38	2.35	6.33	2.251	1.932
	45°	0.54	0.25	0.21	0.556	20.98	1.63	7.54	2.477	1.721
	60°	0.52	0.28	0.20	0.499	20.11	4.56	5.87	1.983	1.878
	90°	0.57	0.27	0.16	0.515	24.50	1.40	5.24	2.763	2.075
Nr. 3	0°	0.61	0.25	0.14	0.567	26.56	2.88	1.90	2.216	4.098
	30°	0.51	0.34	0.15	0.444	22.21	4.01	1.45	2.011	3.645
	45°	0.54	0.29	0.17	0.479	17.55	2.14	4.16	2.283	2.752
	60°	0.46	0.34	0.20	0.328	17.00	3.84	2.79	2.072	3.165
	90°	0.50	0.31	0.19	0.418	17.29	1.53	4.15	2.405	2.685
Nr. 4	0°	0.54	0.30	0.16	0.452	16.98	3.46	4.15	2.160	3.825
	30°	0.55	0.26	0.19	0.827	20.87	2.49	4.03	2.204	2.903
	45°	0.52	0.28	0.20	0.611	19.56	4.17	3.63	1.980	2.599
	60°	0.53	0.28	0.19	0.515	19.39	2.78	4.10	2.144	2.777
	90°	0.55	0.28	0.17	0.565	20.03	2.98	3.66	2.066	2.664
Nr. 5	0°	0.58	0.27	0.15	0.479	14.47	4.21	2.21	1.923	3.062
	30°	0.48	0.29	0.23	0.613	20.30	3.94	4.63	1.902	1.618
	45°	0.47	0.29	0.24	0.527	19.77	4.82	4.91	1.641	1.594
	60°	0.50	0.29	0.21	0.491	18.09	4.90	5.04	1.739	1.835
	90°	0.52	0.30	0.18	0.481	17.54	4.51	4.69	1.828	2.057
Nr. 6	0°	0.62	0.25	0.13	0.489	16.43	2.28	4.22	2.336	3.254
	30°	0.58	0.27	0.15	0.534	17.86	1.81	4.78	2.509	2.513
	45°	0.58	0.25	0.17	0.505	17.71	1.73	4.73	2.410	2.445
	60°	0.58	0.24	0.18	0.586	21.97	1.54	4.44	2.491	2.246
	90°	0.56	0.27	0.17	0.482	19.62	1.18	5.12	2.775	2.447
Nr. 7	0°	0.60	0.25	0.15	0.397	16.32	3.81	2.30	2.211	4.053
	30°	0.56	0.28	0.16	0.645	18.29	1.42	4.02	2.575	2.979
	45°	0.55	0.28	0.17	0.483	19.45	1.67	3.70	2.623	2.684
	60°	0.64	0.19	0.17	0.956	18.77	1.34	3.27	2.883	2.589
	90°	0.60	0.25	0.15	0.516	16.29	2.13	3.32	2.423	2.779

Tab. A.4: Parameter der Funktionen $M^e(\varphi)$ und $h_e^N(t)$, die für die fünf Kniewinkelpositionen der Probanden Nr. 8 bis 13 berechnet wurden.

Proband	KW	\hat{c}_0	\hat{c}_1	\hat{c}_2	τ_1	τ_2	c_1	c_2	k_1	k_2
Nr. 8	0°	0.57	0.27	0.16	0.508	15.15	3.27	3.89	2.186	2.757
	30°	0.51	0.31	0.18	0.424	17.35	3.31	6.67	2.145	1.641
	45°	0.49	0.31	0.20	0.486	18.79	2.26	8.18	2.374	1.538
	60°	0.51	0.30	0.19	0.451	18.79	3.87	6.49	1.906	1.728
	90°	0.49	0.32	0.19	0.432	17.30	5.34	5.56	1.716	1.632
Nr. 9	0°	0.61	0.25	0.14	0.547	21.56	2.04	3.08	2.341	4.066
	30°	0.58	0.27	0.15	0.437	18.32	2.02	2.66	2.562	3.130
	45°	0.55	0.26	0.19	0.785	20.95	1.03	4.03	2.554	2.623
	60°	0.54	0.28	0.18	0.693	20.52	1.02	3.46	2.698	2.717
	90°	0.54	0.27	0.19	0.566	17.27	1.51	2.82	2.681	2.834
Nr. 10	0°	0.57	0.27	0.16	0.873	25.33	2.95	3.11	2.292	4.058
	30°	0.56	0.27	0.17	0.738	20.37	2.24	4.68	2.353	2.378
	45°	0.53	0.28	0.19	0.769	19.40	2.72	3.97	2.257	2.468
	60°	0.52	0.27	0.21	0.665	19.90	1.22	4.56	3.083	2.321
	90°	0.48	0.32	0.20	0.417	20.52	1.42	6.98	2.758	2.224
Nr. 11	0°	0.63	0.21	0.16	0.568	18.15	4.53	2.49	2.141	3.104
	30°	0.57	0.23	0.20	0.753	17.80	3.05	3.17	2.258	2.543
	45°	0.53	0.29	0.18	0.786	17.19	3.40	4.82	2.138	2.312
	60°	0.58	0.22	0.20	0.877	19.50	2.66	3.12	2.236	2.687
	90°	0.55	0.27	0.18	0.773	22.72	2.34	3.11	2.473	2.518
Nr. 12	0°	0.57	0.26	0.17	0.556	19.56	5.86	7.01	2.001	1.500
	30°	0.55	0.27	0.18	0.411	21.13	3.61	8.35	2.380	1.624
	45°	0.51	0.28	0.21	0.545	19.87	3.32	6.60	2.072	1.564
	60°	0.52	0.27	0.21	0.515	21.49	2.04	8.25	2.459	1.468
	90°	0.56	0.27	0.17	0.468	17.57	2.04	5.97	2.347	2.115
Nr. 13	0°	0.58	0.26	0.16	0.801	18.79	2.40	3.84	2.095	2.853
	30°	0.49	0.30	0.21	0.769	19.99	2.66	4.09	1.960	2.178
	45°	0.47	0.31	0.22	0.583	19.35	1.40	5.82	2.425	2.013
	60°	0.49	0.29	0.22	0.557	20.47	2.44	4.27	2.024	2.131
	90°	0.46	0.34	0.20	0.437	17.28	3.65	4.05	1.780	2.261

A.1.3 Parameter $M^e(\varphi)$ und $h_{p_0}^N(t)$

Tab. A.5: Parameter der Funktionen $M^e(\varphi)$ und $h_{p_0}^N(t)$, die für die fünf Kniewinkelpositionen der Probanden Nr. 1 bis 7 berechnet wurden.

Proband	KW	\hat{a}	\hat{b}	t_0	c_1	c_2	k_1	k_2
Nr. 1	0°	0.834	0.072	0.082	2.11	2.67	2.223	3.943
	30°	0.819	0.088	0.105	1.86	3.22	2.268	2.764
	45°	0.807	0.097	0.111	1.40	4.15	2.433	2.596
	60°	0.831	0.093	0.138	1.49	4.00	2.343	2.307
	90°	0.823	0.085	0.102	0.99	3.65	2.457	2.487
Nr. 2	0°	0.815	0.100	0.128	2.88	6.95	2.546	2.013
	30°	0.857	0.081	0.150	1.80	6.24	2.372	1.919
	45°	0.850	0.082	0.138	1.78	5.89	2.373	1.923
	60°	0.826	0.095	0.134	3.11	6.84	2.235	1.730
	90°	0.852	0.078	0.127	1.51	4.20	2.647	2.214
Nr. 3	0°	0.878	0.063	0.128	2.10	2.88	2.363	3.060
	30°	0.824	0.088	0.111	1.88	2.47	2.380	3.109
	45°	0.824	0.087	0.106	1.83	3.65	2.327	2.920
	60°	0.815	0.100	0.128	1.96	3.25	2.410	3.030
	90°	0.804	0.096	0.102	1.39	3.46	2.409	2.854
Nr. 4	0°	0.834	0.079	0.100	2.39	5.06	2.311	3.322
	30°	0.826	0.095	0.134	2.28	4.19	2.262	2.876
	45°	0.821	0.098	0.133	2.50	5.06	2.311	2.291
	60°	0.822	0.092	0.118	2.23	4.14	2.257	2.763
	90°	0.816	0.088	0.099	1.99	4.08	2.353	2.578
Nr. 5	0°	0.848	0.073	0.105	2.57	3.82	2.160	2.285
	30°	0.818	0.110	0.162	2.77	5.94	2.124	1.432
	45°	0.824	0.111	0.175	2.98	6.15	1.942	1.434
	60°	0.815	0.102	0.134	3.17	5.69	2.027	1.732
	90°	0.809	0.092	0.101	2.83	5.14	2.167	1.966
Nr. 6	0°	0.862	0.060	0.085	1.73	4.66	2.443	2.978
	30°	0.835	0.075	0.090	1.66	3.99	2.511	2.778
	45°	0.847	0.077	0.115	1.43	4.52	2.495	2.500
	60°	0.844	0.080	0.118	1.67	3.73	2.406	2.419
	90°	0.837	0.076	0.096	1.10	4.13	2.739	2.587
Nr. 7	0°	0.860	0.068	0.108	2.59	3.16	2.377	3.538
	30°	0.824	0.085	0.102	1.26	3.75	2.619	3.134
	45°	0.826	0.087	0.110	1.41	3.34	2.691	2.790
	60°	0.855	0.075	0.125	1.19	3.67	2.996	2.517
	90°	0.830	0.082	0.103	2.18	3.82	2.420	2.731

Tab. A.6: Parameter der Funktionen $M^e(\varphi)$ und $h_{p_0}^N(t)$, die für die fünf Kniewinkelpositionen der Probanden Nr. 8 bis 13 berechnet wurden.

Proband	KW	\hat{a}	\hat{b}	t_0	c_1	c_2	k_1	k_2
Nr. 8	0°	0.838	0.075	0.095	2.37	4.98	2.336	2.315
	30°	0.821	0.091	0.114	2.53	5.94	2.245	1.720
	45°	0.811	0.101	0.126	2.22	6.42	2.337	1.715
	60°	0.823	0.095	0.129	2.80	6.08	2.069	1.761
	90°	0.804	0.102	0.116	3.36	6.12	2.009	1.534
Nr. 9	0°	0.865	0.065	0.107	1.63	3.14	2.417	4.074
	30°	0.845	0.073	0.099	1.62	2.44	2.639	3.252
	45°	0.832	0.091	0.133	1.08	3.60	2.513	2.830
	60°	0.821	0.095	0.125	0.99	3.14	2.690	2.862
	90°	0.811	0.090	0.098	1.02	2.81	2.935	2.815
Nr. 10	0°	0.842	0.083	0.126	2.43	3.92	2.414	3.520
	30°	0.834	0.088	0.128	2.16	4.26	2.366	2.483
	45°	0.812	0.103	0.133	2.25	4.44	2.388	2.373
	60°	0.818	0.103	0.143	1.23	4.06	3.078	2.443
	90°	0.802	0.101	0.111	1.31	5.67	2.751	2.386
Nr. 11	0°	0.857	0.069	0.108	3.10	4.10	2.349	2.566
	30°	0.829	0.092	0.131	2.31	4.18	2.457	2.345
	45°	0.779	0.107	0.097	2.82	5.61	2.291	2.246
	60°	0.824	0.090	0.116	2.07	3.95	2.444	2.543
	90°	0.800	0.091	0.086	1.85	3.66	2.683	2.449
Nr. 12	0°	0.840	0.081	0.117	4.17	9.53	2.174	1.235
	30°	0.833	0.090	0.132	2.75	7.62	2.513	1.636
	45°	0.821	0.100	0.141	2.72	6.49	2.182	1.569
	60°	0.837	0.094	0.151	1.99	6.99	2.452	1.572
	90°	0.831	0.081	0.101	2.16	4.90	2.257	2.252
Nr. 13	0°	0.827	0.084	0.105	2.11	4.24	2.178	2.717
	30°	0.798	0.114	0.136	2.24	4.68	2.077	2.064
	45°	0.786	0.116	0.126	1.44	5.17	2.395	2.158
	60°	0.792	0.112	0.123	1.97	4.49	2.166	2.104
	90°	0.766	0.117	0.102	2.15	4.61	2.141	2.145

Anhang B

Abkürzungen

AAOS	The committee for the study of joint motion
DMS	Dehnungsmessstreifen
EMG	Elektromyogramm
HW	Hüftwinkel
IGR	rotatorischer Inkrementalgeber
KW	Kniewinkel
MTS	Material Testing System
MVC	maximal willkürliche Kontraktion
QLV	Quasilineare viskoelastische Theorie
ROM	Bewegungsbereich (range of motion)
SLS	Standard Linear Solid

Literaturverzeichnis

- AALTO T., AIRAKSINEN O., HARKONEN T., AROKOSKI J. (2005) *Effect of passive stretch on reproducibility of hip range of motion measurements*. Arch Phys Med Rehabil 86(3):549–57.
- ABRAMOWITCH S., WOO S. (2004) *An improved method to analyze the stress relaxation of ligaments following a finite ramp time based on the quasi-linear viscoelastic theory*. J Biomech Eng 126(1):92–7.
- BENNINGHOFF A., GOERTTLER K. (1985) *Makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen: Cytologie, Histologie, allgemeine Anatomie und Anatomie des Bewegungsapparates*, Bd. 1. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 14 Aufl.
- BEST T., MCELHANEY J., JR. W., MYERS B. (1994) *Characterization of the passive responses of live skeletal muscle using the quasi-linear theory of viscoelasticity*. J Biomech 27(4):413–419.
- BIERMA-ZEINSTRAS S., BOHNEN A., RAMMAL R., ET AL. (1998) *Comparison between two devices for measuring hip joint motions*. Clin Rehabil 12(6):497–505.
- BLICKHAN R. (1986) *Stiffness of an arthropod leg joint*. J Biomech 19(5):375–384.
- BOONE D., AZEN S. (1979) *Normal range of motion of joints in male subjects*. J Bone Joint Surg Am 61(5):756–9.
- BRONSTEIN I., SEMENDJAJEW K., MUSIOL G., MÜHLIG H. (1999) *Taschenbuch der Mathematik*. Harry Deutsch, Frankfurt a. M., 4 Aufl.
- CAREW E., TALMAN E., BOUGHNER D., VESELY I. (1999) *Quasi-Linear Viscoelastic theory applied to internal shearing of porcine aortic valve leaflets*. J Biomech Eng 121(4):386–92.
- CAVANAGH P. (1990) *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics Books, Champaign, IL.
- CROFT P., NAHIT E., MACFARLANE G., SILMAN A. (1996) *Interobserver reliability in measuring flexion, internal rotation, and external rotation of the hip using a pluriometer*. Ann Rheum Dis 55(5):320–3.
- DELAGI E., PEROTTO A. (1989) *Elektromyographie der Extremitäten*. Enke, Stuttgart.

- DORTMANS L., SAUREN A., ROUSSEAU E. (1984) *Parameter estimation using the quasi-linear viscoelastic model proposed by Fung*. J Biomech Eng 106(3):198–203.
- EKSTRAND J., WIKTORSSON M., OBERG B., GILLQUIST J. (1982) *Lower extremity goniometric measurements: a study to determine their reliability*. Arch Phys Med Rehabil 63(4):171–5.
- ESTEKI A., MANSOUR J. (1996) *An experimentally based nonlinear viscoelastic model of joint passive moment*. J Biomech 29(4):443–450.
- FRISEN M., MÄGI M., SONNERUP L., VIIDIK A. (1969a) *Rheological Analysis of Soft Collagenous Tissue: 2. Experimental Evaluations and Verifications*. J Biomech 2(1):21–28.
- FRISEN M., MÄGI M., SONNERUP L., VIIDIK A. (1969b) *Rheological Analysis of Soft Collagenous Tissue: I. Theoretical Considerations*. J Biomech 2(1):13–20.
- FUNG Y. (1968) *Biomechanics, its scope, history, and some problems of continuum mechanics in physiology*. Appl Mech Rev 21(1):1–20.
- FUNG Y. (1971) *Comparison of different models of the heart muscle*. J Biomech 4(4):289–95.
- FUNG Y. (1972) *Stress-strain-history relations of soft tissues in simple elongation*. In: FUNG Y., PERRONE N., ANLIKER M. (Hg.), *Biomechanics: its foundations and objectives*, 181–208, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey.
- FUNG Y. (1973) *Biorheology of soft tissues*. Biorheology 10(2):139–155.
- FUNG Y. (1993) *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer, Berlin Heidelberg New York, 2 Aufl.
- FUNK J., HALL G., CRANDALL J., PILKEY W. (2000) *Linear and quasi-linear viscoelastic characterization of ankle ligaments*. J Biomech Eng 122(1):15–22.
- GAJDOSIK R., BOHANNON R. (1987) *Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity*. Phys Ther 67(12):1867–72.
- GOTTLIEB G., AGARWAL G. (1978) *Dependence of human ankle compliance on joint angle*. J Biomech 11(4):177–81.
- GREENE W., HECKMAN J. (Hg.) (1994) *The clinical measurement of joint motion*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Rosemont, 1 Aufl.
- GÜNTHER M., RUDER H. (2003) *Synthesis of two-dimensional human walking: a test of the lambda-model*. Biol Cybern 89(2):89–106.
- HALBERTSMA J., GOEKEN L., HOF A., ET AL. (2001) *Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain*. Arch Phys Med Rehabil 82(2):232–8.
- HATZE H. (1981) *Myocybernetic control models of skeletal muscle: characteristics and applications*. Studia mathematica, Univ. of South Africa, Pretoria.

- HATZE H. (1997) *A three-dimensional multivariate model of passive human joint torques and articular boundaries*. Clin Biomech 12(2):128–135.
- HAUT R., LITTLE R. (1972) *A constitutive equation for collagen fibers*. J Biomech 5(5):423–430.
- HAYES K., HATZE H. (1977) *Passive visco-elastic properties of the structures spanning the human elbow joint*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 37(4):265–74.
- HOELTZEL D., ALTMAN P., BUZARD K., CHOE K. (1992) *Strip extensimetry for comparison of the mechanical response of bovine, rabbit, and human corneas*. J Biomech Eng 114(2):202–15.
- HOPPENFELD S. (1992) *Klinische Untersuchung der Wirbelsäule und der Extremitäten*. Gustav Fischer, Stuttgart, 2 Aufl.
- HUNTER I., KEARNEY R. (1982) *Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque*. J Biomech 15(10):747–752.
- JOHNS R., WRIGHT J. (1962) *Relative importance of various tissues in joint stiffness*. J Appl Physiol 17(5):824–828.
- KAPANDJI I. (1992) *Funktionelle Anatomie der Gelenke - Untere Extremität*, Bd. 2. Enke, Stuttgart.
- KENDALL F., MCCREARY E. (2001) *Muskeln: Funktionen und Tests*. Urban & Fischer, München, 4 Aufl.
- KLEE A., WIEMANN K. (2000) *Der Einfluss von Flüssigkeitsverschiebungen auf die Bestimmung muskulärer Dehnungsparameter*. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 51(6):205–210.
- KODEK T., MUNIH M. (2003) *Quantification of shoulder and elbow passive moments in the sagittal plane as a function of adjacent angle fixations*. Technol Health Care 11(2):89–103.
- KUNO H., SUZUKI N., AKATAKI K., ET AL. (1998) *Geometrical analysis of hip and knee joint mobility in cerebral palsied children*. Gait Posture 8(2):110–116.
- KWAN M., LIN T., WOO S. (1993) *On the viscoelastic properties of the antero-medial bundle of the anterior cruciate ligament*. J Biomech 26(4/5):447–452.
- MAGNUSSON S., SIMONSEN E., AAGAARD P., ET AL. (1995) *Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle*. Scand J Med Sci Sports 5(6):342–347.
- MANSOUR J., AUDU M. (1986) *The passive elastic moment at the knee and its influence on human gait*. J Biomech 19(5):369–373.
- MARTIN R., BURR D., SHARKEY N. (1998) *Skeletal tissue mechanics*. Springer, New York, Berlin, Heidelberg.
- MCFAULL S., LAMONTAGNE M. (1998) *In vivo measurement of the passive viscoelastic properties of the human knee joint*. Hum Mov Sci 17:139–165.

- McNAIR P., DOMBROSKI D., HEWSON D., STANLEY S. (2001) *Stretching at the ankle joint: viscoelastic response to holds and continuous passive motion*. Med Sci Sports Exerc 33(3):354–358.
- MOW V. (2004) *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology*. Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia, 3 Aufl.
- MOW V., SOSLOWSKY L. (2004) *Friction, lubrication and wear of diarthroidal joints*. In: MOW V. (Hg.), *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology*, Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia.
- MYERS B., McELHANEY J., DOHERTY B. (1991) *The viscoelastic responses of the human cervical spine in torsion: experimental limitations of quasi-linear theory, and a method for reducing these effects*. J Biomech 24(9):811–817.
- NEUBERT H. (1963) *A Simple Model Representing Internal Damping in Solid Materials*. Aeronaut Quart 14(2):187–210.
- NIGUL I., NIGUL U. (1987) *On algorithms of evaluation of Fung's relaxation function parameters*. J Biomech 20(4):343–352.
- NONAKA H., MITA K., WATAKABE M., ET AL. (2002) *Age-related changes in the interactive mobility of the hip and knee joints: a geometrical analysis*. Gait Posture 15(3):236–43.
- NORKIN C., LEVANGIE P., CRANE L. (1992) *Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis*. F.A. Davis Company, Philadelphia, 2 Aufl.
- NORKIN C., WHITE D. (1985) *Measurement of joint motion: A guide to goniometry*. F. A. Davis Company, Philadelphia.
- PINTO J., PATITUCCI P. (1980) *Visco-elasticity of passive cardiac muscle*. J Biomech Eng 102(1):57–61.
- PROVENZANO P., LAKES R., KEENAN T., VANDERBY R. (2001) *Nonlinear ligament viscoelasticity*. Ann Biomed Eng 29(10):908–914.
- RABKIN S., HSU P. (1975) *Mathematical and mechanical modeling of stress-strain relationship of pericardium*. Am J Physiol 229(4):896–900.
- RIENER R., EDRICH T. (1999) *Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities*. J Biomech 32(5):539–544.
- ROAAS A., ANDERSSON G. (1982) *Normal range of motion of the hip, knee and ankle joints in male subjects, 30-40 years of age*. Acta Orthop Scand 53(2):205–8.
- ROACH K., MILES T. (1991) *Normal hip and knee active range of motion: the relationship to age*. Phys Ther 71(9):656–65.
- SARVER J., ROBINSON P., ELLIOTT D. (2003) *Methods for quasi-linear viscoelastic modeling of soft tissue: application to incremental stress-relaxation experiments*. J Biomech Eng 125(5):754–8.

- SAUREN A., ROUSSEAU E. (1983) *A concise sensitivity analysis of the quasi-linear viscoelastic model proposed by Fung*. J Biomech Eng 105(1):92–95.
- SCHÖNTHALER S., OHLENDORF K. (2002) *Biomechanische und neurophysiologische Veränderungen nach ein- und mehrfach seriell passiv-statischem Beweglichkeitstraining*. Sport & Buch Strauß, Köln, 1 Aufl.
- SVENNINGSEN S., TERJESEN T., AUFLEM M., BERG V. (1989) *Hip motion related to age and sex*. Acta Orthop Scand 60(1):97–100.
- TAYLOR D., DALTON J., V. SEABER A., GARRETT W. (1990) *Viscoelastic properties of muscle-tendon units*. Am J Sports Med 18(3):300–309.
- THE COMMITTEE FOR THE STUDY OF JOINT MOTION (Hg.) (1965) *Joint motion: method of measuring and recording*. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Chicago.
- THORNTON G., OLIYNYK A., FRANK C., SHRIVE N. (1997) *Ligament creep cannot be predicted from stress relaxation at low stress: a biomechanical study of the rabbit medial collateral ligament*. J Orthop Res 15(5):652–6.
- TITTEL K. (2003) *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen*. Urban & Fischer, München, Jena.
- TOFT E., SINKJAER T., KAALUND S., ESPERSEN G. (1989) *Biomechanical properties of the human ankle in relation to passive stretch*. J Biomech 22(11/12):1129–1132.
- TOMS S., DAKIN G., LEMONS J., EBERHARDT A. (2002) *Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament*. J Biomech 35(10):1411–5.
- VARJU D. (1977) *Systemtheorie für Biologen und Mediziner*. Springer, Berlin Heidelberg New York.
- VIIDIK A. (1968) *A rheological model for uncalcified parallel-fibred collagenous tissue*. J Biomech 1(1):3–11.
- VIIDIK A. (1973) *Functional properties of collagenous tissues*. Int Rev Connect Tissue Res 6:127–215.
- VISSER J., HOOGKAMER J., BOBBERT M., HUIJING P. (1990) *Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles*. Eur J Appl Physiol Occup Physiol 61(5-6):453–60.
- VRAHAS M., BRAND R., BROWN T., ANDREWS J. (1990) *Contribution of passive tissues to the intersegmental moments at the hip*. J Biomech 23(4):357–362.
- WANK V. (1996) *Erfassung und Auswertung dynamischer, kinematischer und elektrophysiologischer Daten zur Muskelleistungsdiagnose: Programmpaket und Systembeschreibung*.
- WEISS P., KEARNEY R., HUNTER I. (1986) *Position dependence of ankle joint dynamics I. Passive mechanics*. J Biomech 19(9):727–735.

- WIEMANN K. (1991a) *Beeinflussung muskulärer Parameter durch ein zehnwöchiges Dehnungstraining*. Sportwissenschaft 21(3):295–305.
- WIEMANN K. (1991b) *Präzisierung des LOMBARDschen Paradoxons in der Funktion der ischiocruralen Muskeln beim Sprint*. Sportwissenschaft 2(4):413–428.
- WINTER D. (1990) *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley, New York, 2nd Aufl.
- WOO S.Y. (1982) *Mechanical properties of tendons and ligaments; I. Quasi-static and nonlinear viscoelastic properties*. Biorheology 19(3):385–396.
- WOO S.Y., GOMEZ M., AKESON W. (1981) *The time and history-dependent viscoelastic properties of the canine medial collateral ligament*. J Biomech Eng 103(4):293–298.
- WRIGHT V., JOHNS R. (1960) *Physical factors concerned with the stiffness of normal and diseased joints*. Bull Johns Hopkins Hosp 106:215–31.
- WRIGHT V., JOHNS R. (1961) *Quantitative and qualitative analysis of joint stiffness in normal subjects and in patients with connective tissue diseases*. Ann Rheum Dis 20:36–46.
- YOON Y., MANSOUR J. (1982) *The passive elastic moment at the hip*. J Biomech 15(12):905–10.
- ZATSIORSKY V. (2002) *Kinetics of human motion*. Human Kinetics, Champaign.

Selbständigkeitserklärung

Ich erkläre, dass die vorliegende Dissertation von mir selbständig angefertigt wurde und alle von mir benutzten Hilfsmittel und Quellen angegeben wurden.